口腔精品专著系列

现代固定修复学

CONTEMPORARY FIXED PROSTHODONTICS

⊙主编　赵云凤

人民軍醫出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

VISIT…

LANZAROTE Caliente.com

微信公众号

口 腔 视 频

微信搜索qzkqsp1即可关注

福利1

关注后可观看正畸、修复、种植等精彩内容

福利2

关注后领取口腔解剖病理学视频讲座全集

福利3

加入视频分享交流群，解答疑难病例，获取更多视频资源

扫二维码，关注公众号
领取更多口腔资料

现代固定修复学

CONTEMPORARY FIXED PROSTHODONTICS

› 策划编辑　张怡泓
› 封面设计　龙　岩

› 销售分类　口腔医学

ISBN 978-7-5091-1079-9

9 787509 110799 >

定价：200.00 元

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

·口腔精品专著系列·

现代固定修复学

Contemporary Fixed Prosthodontics

主　编　赵云凤
副主编　陆支越　章非敏　陈新民

人民军医出版社
People's Military Medical Press
北　京

图书在版编目(CIP)数据

现代固定修复学/赵云凤主编. —北京:人民军医出版社,2007.8
ISBN 978-7-5091-1079-9

Ⅰ.现… Ⅱ.赵… Ⅲ.口腔矫形学 Ⅳ.R783

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 101090 号

策划编辑:张怡泓　　**文字编辑**:韩　志　　**责任审读**:李　晨
出 版 人:齐学进
出版发行:人民军医出版社　　**经销**:新华书店
通信地址:北京市 100036 信箱 188 分箱　**邮编**:100036
电话:(010)66882586(发行部)、51927290(总编室)
传真:(010)68222916(发行部)、66882583(办公室)
网址:www.pmmp.com.cn

印刷:京南印刷厂　　**装订**:桃园装订有限公司
开本:889mm×1194mm　1/16
印张:29.25　彩页 1 面　　**字数**:826 千字
版、印次:2007 年 8 月第 1 版第 1 次印刷
印数:0001～3000
定价:200.00 元

版权所有　侵权必究
购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换
电话:(010)66882585、51927252

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

口腔精品专著系列

现代固定修复学

CONTEMPORARY FIXED PROSTHODONTICS

⊙主编　赵云凤

人民軍醫出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

现代固定修复学

CONTEMPORARY FIXED PROSTHODONTICS

› 策划编辑　张怡泓
› 封面设计　龙　岩

› 销售分类　口腔医学

ISBN 978-7-5091-1079-9

9 787509 110799 >

定价：200.00 元

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

·口腔精品专著系列·

现代固定修复学

Contemporary Fixed Prosthodontics

主　编　赵云凤
副主编　陆支越　章非敏　陈新民

人民军医出版社
People's Military Medical Press
北京

图书在版编目(CIP)数据

现代固定修复学/赵云凤主编. —北京:人民军医出版社,2007.8
ISBN 978-7-5091-1079-9

Ⅰ.现…　Ⅱ.赵…　Ⅲ.口腔矫形学　Ⅳ.R783

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 101090 号

策划编辑:张怡泓　　**文字编辑**:韩　志　　**责任审读**:李　晨
出 版 人:齐学进
出版发行:人民军医出版社　　**经销**:新华书店
通信地址:北京市 100036 信箱 188 分箱　**邮编**:100036
电话:(010)66882586(发行部)、51927290(总编室)
传真:(010)68222916(发行部)、66882583(办公室)
网址:www.pmmp.com.cn

印刷:京南印刷厂　**装订**:桃园装订有限公司
开本:889mm×1194mm　1/16
印张:29.25　彩页 1 面　**字数**:826 千字
版、印次:2007 年 8 月第 1 版第 1 次印刷
印数:0001～3000
定价:200.00 元

版权所有　侵权必究
购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换
电话:(010)66882585、51927252

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

主编简介



赵云凤 女，汉族，1932年11月出生于河南新乡。主任医师、教授、博士研究生导师。1955年毕业于华西医科大学（四川医学院），并留校在口腔医学院（医院）口腔修复教研室工作。先后担任教研室（科）副主任、口腔医学研究所所长、口腔医院副院长、四川省口腔修复专业学术带头人、中华医学会口腔修复学副组长及口腔修复专业委员会常委、国际计算机牙科学会会员；并担任《中华口腔医学杂志》、《华西医科大学学报》、《华西口腔医学杂志》、《口腔材料器械杂志》、《国外医学口腔分册》等多种杂志的编委。发表论文160余篇、译文50余篇。主编《口腔矫形技工学》、《口腔生物力学》、《口腔修复技术与工艺学》三部专著，副主编《口腔修复理论与临床》、《中华口腔科学》两部专著，并参加编写参考书18部。培养了大量本科生、进修生，培养硕士生26人，博士生32人，博士后1人。主持国家、省部级科研项目28项，其中国家教委博士点基金、国家自然科学基金、卫生部基金13项，其余为省科委、省卫生厅和学校基金等。人体牙周组织生物力学研究、人下颌骨力学性质研究、固定修复体力学研究、铸造陶瓷的研究及临床应用、牙科MC切削陶瓷研制及其CAD/CAM高新技术的临床应用研究，达到国际先进、国内领先水平。在国内首次完成“自凝塑胶材料研制”，获国家卫生部青年技术革命先锋奖（1958）、国家教委优秀教学成果二等奖（1997）、四川省优秀教学成果一等奖（1996）、四川省科技一等奖（1983）、牙科MC切削陶瓷材料研制及其CAD/CAM高新技术的临床应用研究获四川省科技三等奖（2003）。另获省、部级科技三等奖4项、成都市科技三等奖1项、中国国际医学基金林宗扬医学奖1项。1992年起享受国务院特殊津贴。

内容提要

本书参考国内、外最新文献资料，结合作者丰富的临床实践经验，全面、系统地阐述了各种固定修复体的修复设计原理与制作方法，操作技术，分析了修复体的应力分布，并提出了修复设计时应注意的生物力学问题，为修复设计提供了理论依据。全书共22章，包括口腔固定修复学的发展、修复前的检查和处理，各种固定修复体的设计和制作，固定修复体颜色、粘结、焊接技术、修复美学、修复材料，以及固定修复与口腔生态学等。本书内容新颖、重点突出，具有很强的科学性和实用性。可供口腔修复医师、技术人员、口腔相关专业医师和口腔医学生参考使用。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

编著者名单

主　编　赵云凤

副主编　陆支越　章非敏　陈新民

编著者　肖晓蓉　陆支越　章非敏

陈新民　程碧焕　袁　林

高　宁　高法章　梁钦业

李　勇　王华蓉　陈　悦

黄挽力　周　皓　赵云凤

前　言

自20世纪90年代以来，随着科学技术的发展与进步，固定修复学在基础理论研究和临床新技术应用方面，都有了迅速发展和巨大变革，使其在理论、临床诊断与修复技术上有了显著提高。

从事固定修复的临床医师，每天都要诊治大量的牙体缺损与牙齿缺失的患者，除少数全口牙齿缺失外，多数患者都不愿接受可摘义齿修复，要求进行固定修复。金瓷修复体在口腔临床上已应用近30年，临床设计和技术不断提高，现在已可进行全颌金瓷固定义齿修复。随着科学技术的发展，许多新技术不断应用于临床，如CAD/CAM技术、激光焊接技术、粘结技术、全瓷修复技术等。口腔修复医师应不断总结经验、教训，不断提高理论水平和技术水平，还要不断更新观念，认真学习新理论、新知识、新技术，进一步提高口腔修复的临床诊断和修复设计、制作水平。现在口腔修复已进入精品修复时代，要求修复体具有高质量、高精度，患者戴上修复体应感到舒适和美观，并视为艺术精品。目前国内尚无全面系统的固定修复学专著，为了满足口腔医师和学生学习新知识、新技术的需要，我们组织了国内口腔医学界具有丰富临床实践经验的多位口腔修复学教授和研究员，编写了本书，其目的在于抛砖引玉，普及与交流口腔固定修复的临床诊治与操作技术经验，不断更新知识与技术，以期共同提高，更好地服务于患者。

本书具有一定的理论基础和临床实用价值，可供口腔修复学同行、进修医师、口腔医学院校学生、研究生参考。

本书的编写得到了长期从事口腔生态学研究的肖晓蓉研究员的大力支持，并亲自编写了“固定修复与口腔生态学”一章，对此深表感谢。

虽然我们尽力完善本书，几易书稿，但还是难免存在疏漏和错误，殷切恳求同道与读者批评与指正。

赵云凤

于成都四川大学华西口腔医学院

2007年6月

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

目　录

第 1 章　固定修复学的发展 ……………………………………………… (1)
第一节　固定修复学在口腔修复学中的地位和重要性……………………… (1)
一、牙体缺损、牙列缺损的主要原因……………………………………… (2)
二、牙体缺损、牙列缺损产生的影响……………………………………… (2)
三、固定修复学在口腔修复学中的地位和重要性 ……………………… (3)
第二节　与固定修复学相关的学科……………………………………… (4)
一、口腔解剖生理学 ……………………………………………………… (4)
二、口腔微生态学 ………………………………………………………… (4)
三、口腔生物力学 ………………………………………………………… (6)
四、口腔材料学 …………………………………………………………… (7)
五、口腔修复技术与工艺学 ……………………………………………… (7)
六、美学 …………………………………………………………………… (8)
七、色度学…………………………………………………………………… (10)
第三节　固定修复学的发展 ……………………………………………… (11)
一、牙体缺损固定修复的发展……………………………………………… (12)
二、牙列缺损固定修复的发展……………………………………………… (18)
第 2 章　固定修复前的检查 ……………………………………………… (21)
第一节　一般检查 ………………………………………………………… (21)
一、全身检查………………………………………………………………… (21)
二、颌面部检查……………………………………………………………… (22)
第二节　口腔检查 ………………………………………………………… (23)
一、牙齿、牙列、颌骨的检查……………………………………………… (23)
二、口腔软组织检查………………………………………………………… (24)
第三节　特殊检查及病历记录 …………………………………………… (26)
一、特殊检查………………………………………………………………… (26)
二、病历记录………………………………………………………………… (30)
第 3 章　固定修复前的处理及准备 ……………………………………… (35)
第一节　龋病、牙周病及外伤的处理……………………………………… (35)
一、龋病的处理……………………………………………………………… (35)
二、牙周病的处理…………………………………………………………… (35)

三、外伤的处理……(40)
第二节 余留牙及错位牙的处理 ……(41)
一、余留牙的处理……(41)
二、错位牙的处理……(43)
第三节 殆的准备 ……(44)
一、异常殆……(45)
二、殆与修复……(46)
第4章 嵌体修复 ……(49)
第一节 充填与嵌体修复 ……(49)
一、银汞合金……(49)
二、树脂充填……(50)
三、嵌体的适应证……(50)
第二节 嵌体的固位 ……(50)
一、摩擦力……(50)
二、约束力……(50)
三、粘结力……(51)
第三节 嵌体的应力分析 ……(52)
一、洞型设计……(52)
二、嵌体的应力分析……(52)
第四节 嵌体修复的设计原则 ……(53)
一、正确地恢复形态与功能,并满足组织健康的要求 ……(53)
二、制备患牙时尽可能保存、保护牙体组织 ……(54)
三、制备患牙时尽可能保存、保护牙髓组织健康 ……(54)
四、嵌体及修复牙应具备一定固位形与抗力形……(55)
第五节 合金嵌体 ……(55)
一、合金嵌体材料……(55)
二、患牙制备的基本要求……(56)
三、患牙制备方法……(57)
四、合金嵌体的制作……(60)
五、合金嵌体的试戴与粘结……(66)
第六节 树脂嵌体 ……(67)
一、树脂材料……(67)
二、牙体制备……(68)
三、树脂嵌体的制作……(68)
四、树脂嵌体的粘结……(69)
第七节 瓷嵌体 ……(69)
一、牙体制备……(69)
二、瓷嵌体的制作……(69)
三、试戴与粘结……(71)
第八节 嵌体修复后可能出现的问题 ……(71)
一、疼痛……(71)
二、食物嵌塞……(72)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三、龈缘炎…………………………………………………………………………………… (72)
四、嵌体松动、脱落 ………………………………………………………………………… (72)
五、嵌体破裂、折断 ………………………………………………………………………… (72)
六、嵌体的拆除……………………………………………………………………………… (73)
第5章 瓷贴面修复 ………………………………………………………………… (74)
第一节 瓷贴面的发展 …………………………………………………………………… (74)
一、直接法贴面……………………………………………………………………………… (74)
二、间接法贴面……………………………………………………………………………… (74)
三、瓷贴面与树脂贴面的比较……………………………………………………………… (75)
第二节 瓷贴面的优点及适应证 ………………………………………………………… (75)
一、瓷贴面的优点…………………………………………………………………………… (75)
二、瓷贴面的不足…………………………………………………………………………… (76)
三、适应证…………………………………………………………………………………… (76)
四、非适应证………………………………………………………………………………… (76)
第三节 瓷贴面的牙体制备 ……………………………………………………………… (77)
一、牙体制备的生物学原则及要求………………………………………………………… (77)
二、牙体制备………………………………………………………………………………… (77)
三、牙体制备的评价………………………………………………………………………… (82)
第四节 印模及暂时修复 ………………………………………………………………… (83)
一、印模技术………………………………………………………………………………… (84)
二、暂时修复………………………………………………………………………………… (84)
三、颜色的选择……………………………………………………………………………… (85)
第五节 技工室技术 ……………………………………………………………………… (85)
一、医技交流………………………………………………………………………………… (85)
二、耐火包埋技术…………………………………………………………………………… (86)
三、铂金箔技术……………………………………………………………………………… (87)
四、瓷粉的运用……………………………………………………………………………… (88)
五、磨光和塑形……………………………………………………………………………… (88)
六、上釉……………………………………………………………………………………… (88)
七、贴面在主模型上的修整和就位………………………………………………………… (88)
八、喷砂……………………………………………………………………………………… (89)
第六节 特征染色和特殊效果 …………………………………………………………… (89)
一、变色牙的瓷粉筑塑……………………………………………………………………… (89)
二、牙体缺损(Ⅳ型)………………………………………………………………………… (90)
第七节 贴面的就位 ……………………………………………………………………… (91)
一、试戴……………………………………………………………………………………… (91)
二、贴面就位………………………………………………………………………………… (93)
三、对患者的指导…………………………………………………………………………… (97)
第6章 金属冠修复 ………………………………………………………………… (99)
第一节 冠修复体的固位 ………………………………………………………………… (99)
一、冠修复体的固位力……………………………………………………………………… (99)
二、制备体与冠固位………………………………………………………………………… (99)

第二节　冠修复体的应力分析 …… (101)
一、制备体形态对应力分布的影响 …… (101)
二、冠设计对应力分布的影响 …… (102)
第三节　金属全冠 …… (102)
一、金属全冠的适应证 …… (102)
二、铸造全冠 …… (103)
三、锤造全冠 …… (108)
四、金属树脂联合全冠 …… (111)
第四节　部分冠 …… (112)
一、3/4 冠 …… (112)
二、7/8 冠 …… (114)
三、半冠 …… (114)
四、嵌体冠 …… (115)
五、锤造开面冠 …… (115)
第五节　冠修复的相关问题 …… (115)
一、冠修复体的边缘处理 …… (115)
二、基牙制备后的处理 …… (117)
三、冠修复体的适合性 …… (119)
四、冠修复体的固位不良及处理 …… (121)
第六节　冠修复后可能出现的问题 …… (122)
一、疼痛 …… (122)
二、食物嵌塞 …… (123)
三、龈缘炎 …… (123)
四、冠松动、脱落 …… (123)
五、冠磨损穿孔、破裂 …… (123)
六、冠的拆除与破除 …… (123)
第 7 章　金瓷全冠修复 …… (125)
第一节　金瓷冠修复的适应证与禁忌证 …… (125)
一、金瓷冠的适应证 …… (125)
二、金瓷冠的禁忌证 …… (125)
第二节　金瓷冠修复材料 …… (126)
一、对金瓷修复材料的要求 …… (126)
二、烤瓷粉 …… (126)
三、烤瓷用合金 …… (127)
第三节　金-瓷结合 …… (127)
一、金-瓷结合原理 …… (127)
二、金瓷修复材料与金瓷结合强度 …… (128)
三、提高金-瓷结合强度的措施 …… (128)
第四节　金瓷冠修复体的增强措施 …… (131)
一、陶瓷材料的力学性能 …… (131)
二、金瓷修复体的增强措施 …… (131)
三、修复体的设计 …… (132)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第五节 金瓷冠的修复设计与临床……(132)
一、修复前的牙龈预备 ……(132)
二、金瓷冠设计 ……(133)
三、牙体制备 ……(134)
四、印模 ……(136)
五、选色 ……(136)
六、暂时冠的制作 ……(138)
第六节 金瓷冠的技术室制作……(138)
一、非贵金属金瓷冠制作 ……(138)
二、贵金属金瓷冠制作 ……(146)
三、电镀金沉积金瓷冠制作 ……(147)
第七节 金瓷冠修复后可能出现的问题……(147)
一、崩瓷 ……(147)
二、镍铬合金烤瓷冠的牙龈变色 ……(148)
三、粘结后修复牙过敏、疼痛……(149)
四、食物嵌塞 ……(149)
五、龈缘炎 ……(149)
六、金瓷冠松动、脱落……(150)
七、金瓷冠的拆除 ……(150)
第8章 全瓷冠修复 ……(151)
第一节 概述……(151)
一、全瓷修复的研究进展 ……(151)
二、全瓷修复材料的种类及修复技术 ……(152)
第二节 全瓷冠的适应证与禁忌证……(157)
一、适应证 ……(157)
二、禁忌证 ……(157)
第三节 全瓷冠的牙体制备……(158)
一、牙体制备的重要性 ……(158)
二、牙体制备的原则 ……(159)
三、牙体制备的方法 ……(160)
第四节 全瓷冠的设计及制作技术……(162)
一、铸造全瓷冠的设计及制作技术 ……(162)
二、热压铸全瓷冠的制作技术 ……(164)
三、渗透全瓷冠的设计及制作技术 ……(165)
第五节 全瓷冠的应力分析……(166)
一、前牙全瓷冠的应力分析 ……(166)
二、后牙全瓷冠的应力分析 ……(167)
三、影响全瓷冠应力分布的因素 ……(170)
第9章 桩冠修复 ……(175)
第一节 桩冠的组成与分类……(175)
一、桩冠的组成 ……(175)
二、分类 ……(175)

第二节　桩冠的适应证与禁应证……(177)
一、适应证……(177)
二、禁忌证……(177)
第三节　桩冠的固位……(177)
一、桩的形态与固位……(177)
二、桩的长度与固位……(178)
三、桩的直径与固位……(178)
四、粘结剂与固位……(178)
第四节　桩冠的设计与应力分布……(178)
一、桩的功能……(178)
二、桩的设计与应力分布……(179)
三、核的设计与应力分布……(182)
四、牙本质套圈的作用……(182)
五、桩、核、冠间的相互作用……(182)
第五节　桩冠的制作……(183)
一、简单桩冠的制作……(183)
二、铸造金属基底桩冠的制作……(186)
三、铸造金属舌面板桩冠的制作……(186)
四、整体铸造桩冠的制作……(187)
五、烤瓷桩冠的制作……(187)
第六节　核桩冠的制作……(187)
一、铸造金属桩核……(188)
二、预成桩核……(188)
三、银汞或复合树脂桩核……(192)
四、铸造多桩桩核……(192)
五、全冠的制作……(193)
第七节　桩与桩冠的粘结……(193)
一、粘结剂的选择……(193)
二、桩、桩冠与根管的处理……(193)
三、粘结……(194)
第八节　桩冠修复后可能出现的问题……(194)
一、桩冠松动、脱落……(194)
二、根折……(195)
三、根尖周感染……(195)
四、桩冠破裂、折断……(195)
五、塑料冠变色、磨损及脱落……(195)
六、桩及桩冠的拆除……(196)
第 10 章　金属固定义齿修复……(198)
第一节　固定义齿的组成和类型……(198)
一、固定义齿的组成……(198)
二、固定义齿的类型……(199)
第二节　固定义齿的固位与稳定……(200)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、固定义齿的固位 …… (200)
二、固定义齿的稳定 …… (202)
第三节 固定义齿修复的力学分析 …… (203)
一、固定义齿修复的生理基础 …… (203)
二、固定义齿基牙的生理运动 …… (204)
三、固定义齿的结构力学 …… (204)
四、固定义齿表面的应力 …… (206)
五、固定义齿基牙牙体组织的应力 …… (207)
六、固定义齿基牙牙周组织的应力 …… (207)
第四节 固定义齿的适应证 …… (209)
一、缺牙的数目与部位 …… (209)
二、基牙的条件 …… (209)
三、殆关系 …… (210)
四、缺牙区牙槽嵴状况 …… (210)
五、余留牙状况与口腔卫生状况 …… (210)
六、年龄及全身健康状况 …… (210)
第五节 固定义齿的修复设计 …… (211)
一、基牙的选择 …… (211)
二、固位体的设计 …… (214)
三、桥体的设计 …… (215)
四、连接体的设计 …… (218)
第六节 固定义齿的制作 …… (218)
一、金属-树塑联合固定桥的制作 …… (219)
二、金属翼板粘结固定桥的制作 …… (221)
第七节 固定义齿修复后可能出现的问题及其处理 …… (223)
一、基牙疼痛 …… (223)
二、龈炎、牙槽嵴黏膜炎 …… (224)
三、固定桥松动 …… (224)
四、固定桥破损 …… (225)
五、金属翼板粘结固定桥松动脱落后的重新粘结 …… (225)
第 11 章 全瓷固定义齿修复 …… (227)
第一节 全瓷固定义齿的适应证与禁忌证 …… (227)
一、适应证 …… (227)
二、禁忌证 …… (229)
第二节 全瓷固定义齿的设计 …… (229)
一、基牙的设计 …… (230)
二、固位体的设计 …… (231)
三、桥体的设计 …… (232)
四、连接体的设计 …… (234)
第三节 全瓷固定义齿的制作技术 …… (235)
一、热压铸全瓷固定桥的制作技术 …… (235)
二、渗透全瓷固定桥的制作技术 …… (237)

三、铸造全瓷固定桥的制作技术 …… (239)
第四节 暂时固定桥 …… (239)
一、暂时固定桥的作用 …… (240)
二、暂时固定桥的制作方法 …… (240)
三、制作暂时固定桥应注意事项 …… (241)
第五节 全瓷固定桥的应力分析 …… (241)
一、天然牙的力学性质 …… (241)
二、全瓷固定桥的应力分析 …… (243)
三、全瓷固定桥折裂的原因分析 …… (248)
四、全瓷固定桥折裂的部位及瓷折裂的预防措施 …… (250)
第六节 全瓷固定桥修复后的问题及处理 …… (251)
一、过敏性疼痛 …… (251)
二、咬合时痛 …… (251)
三、全瓷固定桥折裂 …… (252)
四、龈缘炎 …… (252)
第 12 章 金瓷固定义齿修复 …… (254)
第一节 适应证的选择 …… (254)
一、适应证 …… (254)
二、禁忌证 …… (254)
三、选择适应证的注意事项 …… (255)
第二节 金瓷固定义齿的设计 …… (255)
一、金瓷固定义齿的结构设计 …… (255)
二、金瓷固定义齿的临床设计 …… (261)
第三节 金瓷固定义齿的力学分析 …… (262)
一、牙齿结构的力学 …… (262)
二、固定义齿的力学性能 …… (264)
第四节 金瓷固定义齿的制作 …… (264)
一、基牙制备 …… (264)
二、取印模制作工作模及暂时固定义齿 …… (267)
三、制作金属底层桥架 …… (267)
四、金属桥架表面处理和塑瓷烧结 …… (268)
五、临床试戴和粘结 …… (268)
六、金瓷固定义齿制作中的注意事项 …… (269)
七、金瓷固定义齿制作中常见问题 …… (270)
第五节 全颌金瓷固定义齿修复 …… (270)
一、适应证和禁忌证 …… (270)
二、口腔检查及处理 …… (271)
三、全颌金瓷固定义齿设计 …… (271)
四、全颌金瓷固定义齿的制作 …… (272)
五、病例分析 …… (272)
第六节 金瓷固定义齿的失败原因分析及对策 …… (274)
一、金瓷固定义齿的使用寿命 …… (274)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、瓷层的折裂或剥脱 …… (274)
三、龈外展隙过大 …… (275)
四、粘结后基牙过敏 …… (275)
第 13 章 CAD/CAM 固定修复 …… (276)
第一节 牙科 CAD/CAM 系统及其修复技术的发展 …… (276)
一、CAD/CAM 系统的发展 …… (276)
二、CAD/CAM 系统加工材料的发展 …… (278)
三、CAD/CAM 系统修复技术的发展 …… (279)
第二节 CAD/CAM 瓷嵌体修复 …… (280)
一、瓷嵌体的适应证和禁忌证 …… (281)
二、瓷嵌体的 CAD/CAM 设计及制作 …… (281)
第三节 CAD/CAM 瓷贴面修复 …… (283)
一、适应证与禁忌证 …… (283)
二、瓷贴面的优点和缺点 …… (283)
三、瓷贴面的 CAD/CAM 设计及制作 …… (283)
第四节 CAD/CAM 瓷全冠修复 …… (285)
一、瓷全冠的 CAD/CAM 设计和制作 …… (285)
二、瓷底层冠的 CAD/CAM 设计和制作 …… (287)
三、瓷全冠 CAD/CAM 设计制作应注意事项 …… (288)
四、CAD/CAM 瓷全冠的修复效果 …… (289)
第五节 瓷固定桥的 CAD/CAM 设计和制作 …… (290)
一、Digident 系统 …… (290)
二、Cercon"泽康(CAM)系统 …… (290)
三、LAVA 系统 …… (291)
第 14 章 固定修复体的粘结 …… (293)
第一节 固定修复粘结的发展 …… (293)
一、粘结材料的发展 …… (293)
二、粘结技术的发展 …… (294)
第二节 粘结材料及粘结机制 …… (295)
一、粘结材料应具备的条件 …… (295)
二、粘结材料 …… (296)
三、偶联剂 …… (299)
四、粘结机制 …… (299)
第三节 陶瓷、金属与牙齿的粘结强度 …… (300)
一、陶瓷与牙齿的粘结强度 …… (300)
二、金属与牙齿的粘结强度 …… (303)
三、影响固定修复体粘结强度的因素 …… (304)
第四节 粘结技术 …… (307)
一、粘结剂的选择 …… (307)
二、修复体的处理 …… (308)
三、牙体组织处理 …… (308)
四、粘结 …… (309)

第 15 章　种植固定义齿修复 …………………………………………………… (312)
第一节　种植义齿的适应证和禁忌证 ………………………………………… (312)
一、适应证 ……………………………………………………………………… (312)
二、禁忌证 ……………………………………………………………………… (312)
第二节　种植固定义齿的制作 ……………………………………………… (313)
一、单个牙缺失的种植义齿 …………………………………………………… (313)
二、部分牙缺失的种植义齿制作 ……………………………………………… (316)
三、全颌固定式种植义齿 ……………………………………………………… (320)
四、全颌覆盖式种植义齿 ……………………………………………………… (324)
第 16 章　固定-可摘联合修复 ……………………………………………… (326)
第一节　附着体固定-可摘义齿修复 ………………………………………… (326)
一、附着体的类型 ……………………………………………………………… (326)
二、附着体固定-可摘义齿的优缺点 ………………………………………… (327)
三、附着体固定-可摘义齿的适应证与禁忌证 ……………………………… (328)
四、冠内附着体固定-可摘义齿的制作技术 ………………………………… (329)
五、冠外附着体固定-可摘义齿的制作技术 ………………………………… (332)
六、附着体固定-可摘义齿的应力分析 ……………………………………… (333)
第二节　套筒冠固定-可摘义齿修复 ………………………………………… (334)
一、套筒冠固定-可摘义齿的组成 …………………………………………… (334)
二、套筒冠固定-可摘义齿的优缺点 ………………………………………… (336)
三、套筒冠固定-可摘义齿的适应证与禁忌证 ……………………………… (336)
四、套筒冠固定-可摘义齿的固位 …………………………………………… (337)
五、套筒冠固定-可摘义齿的设计 …………………………………………… (338)
六、套筒冠固定-可摘义齿的制作 …………………………………………… (341)
七、套筒冠义齿戴后可能出现的问题 ………………………………………… (342)
第 17 章　牙周病的固定修复治疗 ………………………………………… (344)
第一节　牙周病修复治疗的依据 …………………………………………… (344)
一、牙周组织对外力的反应 …………………………………………………… (344)
二、发挥牙周组织的储备力 …………………………………………………… (346)
三、松牙固定的力学原理 ……………………………………………………… (346)
四、改善患者全身的健康 ……………………………………………………… (347)
第二节　修复前口腔检查及处理 …………………………………………… (347)
一、修复前口腔检查 …………………………………………………………… (347)
二、修复前的处理 ……………………………………………………………… (349)
第三节　牙周病修复治疗的适应证及修复原则 …………………………… (349)
一、适应证 ……………………………………………………………………… (349)
二、修复原则 …………………………………………………………………… (350)
第四节　牙周病的修复治疗 ………………………………………………… (350)
一、调殆 ………………………………………………………………………… (350)
二、正畸治疗 …………………………………………………………………… (352)
三、夹板固定 …………………………………………………………………… (353)
四、牙周病治疗的效果 ………………………………………………………… (361)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第 18 章 固定修复体的颜色 …… (363)
第一节 颜色的理论基础 …… (363)
一、颜色的视觉 …… (363)
二、对颜色的评价 …… (364)
三、口腔临床对颜色的评价 …… (365)
第二节 颜色的测量 …… (366)
一、颜色测量的方法 …… (366)
二、测色仪器 …… (367)
第三节 天然牙的颜色 …… (368)
一、天然牙的结构 …… (368)
二、天然牙颜色的测量 …… (368)
第四节 固定修复体的颜色 …… (370)
一、比色条件 …… (370)
二、比色板 …… (371)
三、比色仪 …… (373)
四、医技之间的信息传递 …… (376)
五、修复材料 …… (376)
六、固定修复体的制作 …… (377)
第 19 章 固定修复常用材料 …… (379)
第一节 固定修复材料应具备的性能 …… (379)
一、力学性能 …… (379)
二、理化性能 …… (381)
三、生物学性能 …… (381)
第二节 固定修复材料的发展 …… (382)
一、陶瓷材料 …… (382)
二、钛及钛合金 …… (385)
三、粘结材料 …… (385)
第三节 印模与模型材料 …… (385)
一、印模材料 …… (385)
二、模型材料 …… (386)
第四节 金属材料 …… (389)
一、金合金 …… (389)
二、钛及钛合金 …… (390)
三、镍铬合金 …… (392)
第五节 铸造包埋材料 …… (392)
一、铸造包埋材料应具备的条件 …… (392)
二、镍铬合金包埋材料 …… (393)
三、钛及钛合金包埋材料 …… (394)
四、金合金包埋材料 …… (397)
第 20 章 固定修复体的焊接 …… (399)
第一节 焊料焊接法 …… (399)
一、焊料及焊媒 …… (399)

二、焊接条件 …………………………………………………………………… (400)
三、焊接时注意事项 ……………………………………………………………… (400)
四、焊接失败的原因分析 ………………………………………………………… (401)
第二节 现代牙科焊接的种类及焊接质量的评价……………………………… (401)
一、牙科焊接的种类 ……………………………………………………………… (401)
二、焊接质量的评价 ……………………………………………………………… (403)
第三节 固定桥采用激光焊接的精度及其抗应力腐蚀性……………………… (404)
一、激光焊接多单位固定桥的精度 ……………………………………………… (404)
二、激光焊接烤瓷合金的抗应力腐蚀性 ………………………………………… (405)
三、激光焊接对金瓷结合的影响 ………………………………………………… (406)
第四节 钛的激光焊接与口腔修复常用合金的焊接…………………………… (407)
一、钛的激光焊接 ………………………………………………………………… (407)
二、口腔修复常用合金的焊接 …………………………………………………… (409)
第 21 章 固定修复美学 ……………………………………………………… (411)
第一节 概述……………………………………………………………………… (411)
一、口腔医学美学 ………………………………………………………………… (411)
二、美的基本形态 ………………………………………………………………… (413)
三、美感 …………………………………………………………………………… (413)
四、形式美 ………………………………………………………………………… (414)
第二节 口腔修复美学的医学基础……………………………………………… (415)
一、生理学 ………………………………………………………………………… (415)
二、解剖学 ………………………………………………………………………… (415)
三、心理学 ………………………………………………………………………… (417)
第三节 牙体缺损固定修复美学………………………………………………… (419)
一、嵌体 …………………………………………………………………………… (420)
二、瓷贴面 ………………………………………………………………………… (420)
三、全冠 …………………………………………………………………………… (421)
四、修复体颜色的选择 …………………………………………………………… (423)
第四节 牙列缺损固定修复美学………………………………………………… (424)
一、基牙设计 ……………………………………………………………………… (424)
二、固位体美学设计 ……………………………………………………………… (425)
三、桥体美学设计 ………………………………………………………………… (425)
四、连接体美学设计 ……………………………………………………………… (426)
第五节 固定修复体制作美学…………………………………………………… (427)
一、形式美 ………………………………………………………………………… (427)
二、艺术美 ………………………………………………………………………… (428)
三、自然美 ………………………………………………………………………… (428)
第六节 固定修复美学对口腔医师要求………………………………………… (429)
一、口腔医师应具有专业知识和美学知识 ……………………………………… (429)
二、医务人员的美 ………………………………………………………………… (429)
第 22 章 固定修复与口腔生态学 …………………………………………… (431)
第一节 口腔生态学基础………………………………………………………… (431)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、口腔生态系 …… (431)
二、口腔正常微生物群 …… (433)
三、口腔生态系平衡与口腔健康的关系 …… (436)
第二节 口腔修复生态学 …… (437)
一、口腔临床修复的生态学问题 …… (437)
二、口腔临床修复生态学的研究内容 …… (438)
第三节 固定修复生态学 …… (440)
一、全冠和固定桥修复与口腔生态环境 …… (440)
二、全冠和固定桥修复与牙菌斑生物膜 …… (442)
三、全冠和固定桥修复与口腔微生物 …… (444)

第1章 Chapter 固定修复学的发展

口腔固定修复学(fixed prosthodontics)是研究口腔牙体、牙列缺损的病因、症状、诊断、修复设计,以及其相关力学的一门临床学科,是口腔修复学(prosthodontics)的重要组成部分之一。它是以口腔和颌面部的解剖、生理、病理、生物材料、生物力学、美学、色度学,修复技术与工艺学知识为基础的学科。它的治疗方法是采用一种人工修复体,恢复和重建牙体、牙列缺损的原有解剖形态,从而恢复口腔的正常生理功能,并能较长期地维持口颌系统的健康。固定修复可以间接地促进全身的健康,特别是恢复患者心理的健康,使其与正常健康人一样参与社交活动和正常的工作和生活。

固定修复是将修复体粘结在口腔内的基牙上的,患者不能自行摘戴,只能由医师通过一定的技术才能从口内取出。固定修复的目的是使修复体的形态与天然牙的形态和牙弓牙列的形态一致。因此,固定修复学具有一定的理论基础和很强的实践性和技术性。它是建立在生理病理、生物材料学、工艺原理、生物力学和修复技术上的一门学科。固定修复体具有以下优点:

1. *良好的功能* 口腔的功能包括咀嚼、切割、语言、发音、表情等。一个理想的固定修复体必须能恢复上述功能。众所周知,口腔是个复杂的、运动的生态环境,特别是在行使咀嚼功能时,牙齿要承受不同的咀嚼压力,前牙约为20kg,后牙为40～60kg,而且咀嚼运动是多方向的。因此,对固定修复体的基牙选择、修复设计和制作技术提出了更高的要求。固定修复体经过周密的设计和精心的制作完全可以恢复良好的口腔功能。

2. *美观* 牙体缺损、牙列缺损影响了面容的美观,固定修复体可以恢复牙体和牙列的原有解剖形态,并可制成与天然牙相似的色泽,因而使患者具有自然的外貌。临床上常见有些患者,因为牙齿缺失,影响外观和发音,常常戴着口罩,采用固定修复后,则可以恢复美观的面容,身心得到了满足。

3. *舒适* 固定修复体体积小,与天然牙和牙列的形态相类似,不占据口腔其他空间,口腔周围肌肉及舌的运动自如,故患者戴固定修复体后感觉舒适。

4. *容易适应* 当固定修复体按照正规要求设计和制作时,基牙和桥体下黏膜无异常感觉,咬合接触均匀无早接触点时,患者在3～5d内很快适应,修复的牙感觉和自己的天然牙一样,毫无异物感。

第一节 固定修复学在口腔修复学中的地位和重要性

口腔修复学是口腔医学的重要组成部分,与口腔医学中的口腔内科学、颌面外科学、正畸学、颞下颌关节学、𬌗学等各学科密切相关。口腔修复学是研究口腔及颌面部各种缺损、畸形的病因、病理、症状、诊断、治疗、修复设计和预防的一门临床医学科学和技术,具有较强的理论性、实践性和技术性。它是以口腔和颌面部的解剖生理、病理、材料学、分子生物学、微生物学、生物力学等知识为基础的。口腔修复学的修复治疗方法,是利用一种人工制作的修复体或是矫治器,来恢复或重

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

建缺损部位，或畸形的解剖形态，从而达到恢复口腔正常的生理功能的目的。这种人工修复体可以较长时期地维持口腔颌面部各系统的健康，间接地促进了全身健康和心理健康。

口腔修复学的内容包括牙体缺损、畸形的修复治疗；牙列缺损的修复治疗；牙列缺失的修复治疗；颌面部缺损、畸形的修复治疗；颞下颌关节疾患、𬌗异常和牙周疾患的预防及修复治疗。前三者为口腔修复学的主要修复内容。

固定修复学是口腔修复学中的重要组成部分之一。它主要适用于牙体缺损、畸形和牙列缺损者的修复治疗。

一、牙体缺损、牙列缺损的主要原因

牙体、牙列的缺损、畸形是人类常见病、多发病，其病因主要是龋病、牙周病、外伤、肿瘤，以及先天畸形等。

（一）龋病

龋病是危害人类健康的三大疾病之一，也是形成牙体、牙列缺损的主要原因。在日常口腔医疗工作中，龋病和其继发病的治疗占了很大比重，据 20 世纪 70 年代末的不完全统计，乳牙患龋率城市人口为 79.55%，农村为 58.48%。我国总平均患龋率为 37.3%。患龋者龋均为 2.47 颗牙。20 世纪 80 年代卫生部对全国 29 个省、市、自治区进行调查，结果显示城市人口恒牙患龋率为 40.54%，农村人口为 29.7%。我国于 1995～1996 年在 11 个省进行了较大范围的调查，调查年龄为 5 岁、15 岁、18 岁、65～74 岁，各年龄组患龋率分别为 75%、52.4%、55.32%、64.75%。据近 30 年来的统计结果，可看出我国少年儿童患龋率和患者龋均有上升趋势。特别是近 20 年来由于生活条件的改善，有可能促使龋病发病因素日趋严重，应积极采取预防和治疗措施。

牙体缺损、牙列缺损是老年人的常见病。据调查 77%～90%的老年存在缺牙情况，平均缺牙 8～10 颗。年龄越大缺失牙数越多。

老年人患龋率各地报道不尽相同，总的患龋率在 50%～65%。2000 年南京报道，对 564 名 60 岁以上的部队退休老干部进行检查，患龋率为 58.16%。1990 年，武汉对 766 位中高级职称科技人员进行口腔检查，患龋率为 50.26%。四川泸州医学院杨晓莺对该院就诊的 791 名老年人进行口腔检查，患龋率为 62.07%。华西医科大学陈慧美等对成都三个居委会 255 名老年人龋病调查，显示患龋率为 55.69%。1995 年我国的第二次口腔健康流行病学抽样调查，曾对 11 个省、市 23 452名 65～74 岁老年人做口腔健康调查，总的患龋率为 64.75%。

（二）牙周病

另一种严重危害人类健康的口腔疾病是牙周病。关于牙周病的调查资料还不多，尚没有可靠的统计数字，据估计成年人的发病率约为 50%，据11 423颗牙齿的拔除原因调查分析，因龋病拔除者占 56.6%，因牙周病拔除者占 31.3%，但有很多牙周病患牙是自行脱落的，因而未统计在内，所以实际上由于牙周病而丧失的牙数大于以上数字。在临床上，大多数牙列缺失（全口无牙）的主要原因是牙周病。

老年人的牙周病也是常见口腔疾病。对牙周情况的调查，多数采用世界卫生组织推荐的社区牙周治疗需要指数（CPITN）作为调查指标。山东社区用牙周指数检查该地区2 132名老年人的牙周情况，结果发现牙周炎患病率为 28.29%。广东张和光调查了广州 186 名 60 岁以上老年人，结果显示牙龈炎患病率达 84.2%，牙周炎患病率为 55.4%。随着人口平均寿命的延长，我国已进入老年化社会，平均每 10 个人中就有 1 个老年人。在 21 世纪，老龄化的趋势将越来越明显，老龄化的程度越来越高，患龋病、牙周病的老年患者会越来越多。

除上述的龋病、牙周病之外，造成牙体、牙列缺损和缺失的原因还有外伤，如车祸、撞伤及咀嚼时意外咬到硬物也会造成牙冠、牙根折断或被重击使牙脱落，也是临床上常见的原因。

（三）牙色异常

牙齿颜色的异常，如四环素牙、氟斑牙、釉质发育不全牙色变黑黄的牙，随着人们生活水平的提高对美观要求更高，患者多要求修复治疗以恢复正常的牙色。

二、牙体缺损、牙列缺损产生的影响

因牙体缺损的范围、程度的不同，牙体缺损患牙的数目多少不同，牙列缺损的牙数不同，在牙弓

上的部位不同，其对美观和功能影响存在差异。

（一）对牙体、牙髓组织的影响

牙体表浅的缺损，可无明显的症状，如缺损范围大，易波及牙本质或牙髓、出现牙髓炎症、坏死，以及根尖周病变。

（二）对牙周组织的影响

1. *牙体缺损* 牙体缺损发生在牙齿的邻面，将破坏正常的邻接关系，常出现食物嵌塞，引起局部牙周炎症，也可发生邻牙倾斜移位，影响正常的𬌗关系，易造成创伤𬌗。牙体缺损若在牙冠的颊面或舌面，破坏了正常的牙冠形态，牙冠轴面失去原有的突度，可引起牙龈损伤，易引起局部牙龈炎。

2. *牙列缺损* 当牙列缺损时间较长时，则邻牙向缺隙区倾斜或对颌牙向缺牙区伸长，这些牙齿不但失去与邻牙的接触关系，造成食物嵌塞，继发龋病和牙周组织病变，而且使牙齿的排列和𬌗关系出现紊乱。此时，𬌗力不能沿牙的长轴传导，𬌗力由少数余留牙承担，则易产生𬌗干扰。使余留牙负担过重，导致牙周组织受创伤产生病变。

（三）对咀嚼功能的影响

1. *牙体缺损* 大范围牙体缺损，如牙冠折断或严重的牙体𬌗面缺损将使咀嚼功能减退。

2. *牙列缺损* 牙列缺损特别是后牙缺失，失牙数目较多时，对咀嚼功能的影响较大，甚至会造成有牙侧的功能增加，形成偏侧咀嚼，严重者会影响颌间垂直距离，将会出现口颌系统的功能紊乱。有时个别牙齿缺失，若长时间不修复，也会使口腔组织发生改变，而影响咀嚼功能。

（四）发音功能障碍

当前牙牙体缺损，或牙列缺损时，均对发音功能有较大影响，主要影响发齿音（吃、诗、知），唇齿音（分、放、飞）和舌齿音（德、特、难）的准确性。如果缺牙更多，则可影响舌在发音时的正常活动，使发音不清晰。

（五）影响美观

完整的牙体、牙列，可以维持面部的丰满度和美观对称的自然外貌。当前牙牙体缺损时，如牙冠折断、龋坏，或前牙缺失时，则对人们的面部美观影响较大。当前、后牙齿缺失较多时，因牙槽骨的萎缩，唇、颊部软组织因失去支持而凹陷，并因缺牙多，而丧失正常的𬌗关系，其面部形态易发生改变，而影响美观。

（六）对颞下颌关节的影响

当牙列缺损后，若久未修复，牙齿则向缺隙侧或颊舌侧移位，易造成𬌗关系紊乱，阻碍下颌正常的功能运动；或一侧牙缺失，形成偏侧咀嚼习惯，使咀嚼肌群张力不平衡，或缺牙过多，余牙失去𬌗接触，不能维持正常的颌间垂直距离，咀嚼肌失去正常张力，髁突向后上移位，造成关节疾患，出现关节疼痛、张口受限、关节弹响等颞下颌关节紊乱综合征的症状。

（七）对患者身心健康的影响

年轻患者，当前牙缺损或缺失时，说话不清晰，发音不准，怕说话时唾液外溅，不礼貌，甚至经常出门活动带着口罩，怕显露出口腔无门牙的缺陷，而不愿参加社交活动，怕说话。当后牙缺失，特别是缺牙数目较多时，咀嚼功能减退，将影响肠胃消化，导致身体消瘦，影响身体健康。因此，牙体缺损、牙列缺损时，应及时进行修复治疗，将缺损的牙体和牙列尽快恢复。

三、固定修复学在口腔修复学中的地位和重要性

口腔修复学的治疗内容包括固定修复、可摘局部义齿修复、全口义齿修复、种植义齿修复、颌面缺损和畸形的修复，以及牙周病的矫形治疗等。在20世纪80年代口腔修复的大部分内容是可摘局部义齿和全口义齿，固定修复较少。随着科学技术的发展，社会的进步，新材料、新技术的不断研制成功和临床推广，固定义齿修复、种植义齿的修复得到了迅速的发展。随着人们生活水平和文化素质的提高，要求进行固定修复的患者越来越多。由于固定修复具有独特的优点，不需患者每天摘戴，且功能好、美观，虽然治疗费用较可摘义齿贵，但仍然备受患者喜爱，也是在有条件的情况下首选的治疗方案。

根据不完全统计，就目前四川大学华西口腔医院修复科门诊就诊患者的修复体类型分析，70%是固定修复，不具备固定修复条件的牙列缺损和牙列缺失者，才进行可摘局部义齿和全口义齿修复。随着种植材料和种植技术的发展，为固定修复提供了更好的条件，可以预计21世纪将是固定修复的时代。因此，可以说固定修复在口腔

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

修复学中占有重要地位，也是口腔修复学中的主要内容，口腔修复学的发展将依托固定修复学的发展和创新。

第二节　与固定修复学相关的学科

固定修复学是以口腔和颌面部的解剖学、生理学、病理学、生物力学、微生态学、材料学为基础的学科，这些学科的发展与之密切相关。由于固定修复学的治疗方法是利用一种人工修复体来恢复和重建牙体缺损和牙列缺损部位的原有解剖形态，通过形态的恢复，从而恢复正常的生理功能，并能维护口腔颌面部及身心的健康。此外，固定修复学是通过制作一个完美的符合生理要求的修复体达到治疗目的的，因此固定修复学与制作技术和工艺学，以及相关的科学技术密切相关，如精密铸造技术、美学、电子技术、光学、计算机技术等均密切相关。以下仅介绍几种与固定修复学关系较密切的学科。

一、口腔解剖生理学

口腔解剖生理学(oral anatomy and physiology)是研究人体口腔、颌面部的正常形态结构、功能活动规律及其临床应用的学科。其目的是阐明口腔、颌面部的层次关系、器官形态，及其结构特征，掌握其功能活动原理、发生条件及其影响因素和临床应用，为临床实践奠定基础。

1. 通过学习解剖生理学树立形态与功能统一观。树立形态结构是功能活动的物质基础，形态和功能相互影响、相互依存，功能的作用可引起形态结构的变化。当牙体缺损、牙列缺损时，由于形态的变化，则可因咀嚼功能的减退或丧失，而引起口腔肌肉的萎缩、面形的改变等。若恢复了正常的牙体、牙列形态使功能可正常的发挥，则由于咀嚼功能的刺激使牙周组织恢复健康，面容维持正常形态。

2. 通过解剖生理学学习树立人体整体观。人体的结构和功能是一个完整的有机体。人体各个器官各个系统均在神经系统的统一指挥调节下进行正常的生理活动。如在临床上常见发热的病人常主诉他的牙齿有些松动，全身疾病痊愈后，牙自然稳固。此外，口腔发炎或牙齿脓肿时，也常引起全身发热，当牙齿疾病痊愈后，全身情况恢复健康，这就说明全身与口腔局部有密切关系。

3. 作为固定修复工作者，医师或技术员必须熟练掌握口腔解剖生理学，了解口腔颌面部结构形态特征，特别是牙齿牙周的形态结构特征。将口腔中 32 个牙齿的解剖形态和在牙弓上的排列方位牢记于心，这样才可以设计和制作出精美的、色泽自然的修复体。同时还不会对牙体、牙周、口腔颌面部软硬组织造成损伤。

二、口腔微生态学

微生态学(microecology)是研究人类、动物及植物与其正常微生物群相互关系的学科，它是生命科学的一个分支。一个外环境即宏观生态，另一个内环境即微生态。宏观生态如空气、水、土壤等污染对人类的影响显而易见，因此比较重视。而正常微生物群与宿主(人)所构成的内环境的微生态，因无法直观看到，而常常被忽视，但微生态学的重要性绝不亚于宏观生态学。更重要的是一切宏观生态因素都必然要通过微观生态规律才能起作用。一切外环境的变化，归根结底都必然要影响微生态平衡。现代的医疗技术、药品、化学制品、农药化肥，以及物理化学因素，无不直接或间接地对微生态平衡产生有利或不利的影响。然而这些问题长期以来都被人们所忽视。

随着无菌动物的问世，悉生生物学(gnotobiology)的崛起，电镜技术的应用，气液相色谱技术的普及，遗传工程及生物工程的发展，微生态学这门新学科的研究有了很大发展。微生态学是从微生物学分化出来是历史发展的必然，有学者预言微生态学与遗传学，将成为 21 世纪生命科学的两支劲旅，为人类作出不可估量的贡献。

口腔微生态学是研究口腔微生物及其与口腔这一特定环境的相互关系的学科，包括口腔微生物在口腔生态区的来源、演化、定植与分布、生长与繁殖、动力学基础以及口腔微生物之间的相互关系，口腔微生物与宿主口腔及宿主身体健康与疾病的关系。口腔正常微生物群(normal micro-

flora)是口腔生态学的主要组成部分，在正常情况下，正常微生物群对宿主有益无害。正常微生物群亦算天然微生物群(natural microflora)或常驻微生物群(resident microflora)。正常口腔微生物群包括细菌、真菌、支原体、原虫和病毒，其特点是数量多、种类复杂。细菌是口腔内重要的微生物群，也是口腔内的优势微生物群。据美国哈佛大学医学院报道：在清洁的口腔中，每个牙齿表面有 10^3～10^5 个细菌；而在不甚清洁的口腔中，每个牙齿表面可有 1 亿到 10 亿个细菌。这是因为人的口腔不停的分泌唾液，湿度、温度，以及一日三餐均给细菌提供了养料和氧气，成为细菌生长繁殖的"天堂"。细菌也像人类那样，有着不同的种族和群体，在口腔中占据各自的生存空间。有的群居于两颊内，有的群居于舌面，有的群居于舌背，而厌氧菌更喜欢群居于舌下缝隙之间。据美国口腔生态学专家报道：人类口腔中有 400 多种细菌，其中有帮助消化食物有益菌，并有引起咽炎、扁桃体炎、舌炎、牙周炎的有害菌。

(一)微生态平衡

微生态平衡是微生态学中的核心，只有对微生态平衡具有正确的认识，才能正确地了解微生态失调，采取合理的生态防治措施，使生态失调重新恢复生态平衡。要想保持人、动物、植物的健康发育和最佳生理状态，必须对宏观和微观生态平衡以同等的重视。

微生态平衡的狭义概念是从微生物生态学出发，着眼于微生物，是指微生物群的生态平衡，即微生物对宿主的作用及反作用。微生态平衡广义概念是从微生物与其宿主统一体的生态平衡出发，来考虑和研究微生物与微生物、微生物与宿主，以及微生物与宿主和外环境的生态平衡问题。广义的概念是现代化的概念。广义概念是微生物平衡是在长期历史进化过程中，形成的正常微生物群与其宿主在不同发育阶段的动态的生理性组合。这一组合是指在共同的宏观环境条件影响下，正常微生物群各级生态组织结构与其宿主(人类、动物、植物)体内、体表的相应的生态空间结构正常的相互作用的生理性统一体。这一统一体的内部结构和存在状态就是微生态平衡。

生态平衡是具体的，没有抽象的生态平衡。不同年龄、不同发育阶段、不同种类、不同生态空间都有其特定的生态平衡。生态平衡是生物的生理性过程。这个过程是以宏观环境(物理的、化学的、生物的)为条件，微生物与宿主相互作用的结果。

任何平衡都不是孤立的，都是与总生态系大生态有相应联系的。局部生态平衡，受总体生态平衡影响，整个生态平衡将影响局部生态平衡。因此确定任何一个微生态平衡均应综合地、全面地、相互联系地进行分析与判断。

(二)影响微生态平衡的因素

微生态平衡的影响因素主要是环境、宿主与微生物三个方面。而这三个因素是综合的、相互联系的。在环境因素的影响下，宿主与微生物保持着动态的微生态平衡。微生态平衡不仅直接受宿主的影响，而且受环境(社会、自然)影响，因此，所有因素都综合地相互影响。但宿主对正常微生物群的影响是直接的、主要的、相互的；环境对正常微生物群的影响是间接的、次要的、单方面的。

宿主的免疫、感染、营养、生理功能、精神、药物疗效、致癌、抑癌、衰老均影响正常微生物群，环境的辐射、化学物质、刺激、气象、食物，以及外来细菌侵袭等均影响正常微生物群。

影响口腔正常微生物群的因素包括宿主的口腔特殊的解剖结构和生理特点，以及宿主的自身防御功能、生理病理变化、医源性治疗，饮食和卫生习惯、嗜好等。口腔中存在多个滞留区，如牙齿殆面沟裂、邻面、龈沟、舌背等，为细菌特别是厌氧菌的存留提供有利条件，滞留区受唾液的冲刷作用影响小，易于细菌滋生。

口腔内因牙体缺损、牙列缺损而制作的修复体，由于形态不符合要求，更易使细菌滞留。1990 年 Bentley 等研究发现唾液中的变异链球菌可因修复体的存在而数量增多，其原因可能与戴用修复体影响唾液流速有关。戴用修复体后，口腔中白色假丝酵母菌数量增加。四川大学华西口腔医学院对口腔优势菌的定植、口腔修复体制作材料进行了研究，结果发现树脂材料易使细菌定植，而陶瓷材料不易使细菌定植。对固定修复时牙体制备过程和制备后的口腔菌群情况研究，结果显示牙体制备后，口腔菌群发生紊乱，但经过一段时期后又恢复正常，说明口腔修复与口腔微生态平衡有密切的关系。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三、口腔生物力学

力学是研究物质运动规律的科学。生物学是研究生命的科学。生物力学(biomechanics)是研究生物与力学有关问题的科学,试图从力学的角度了解和解释生命科学。因此可以说,生物力学就是应用力学的原理和方法去研究医学、生理学和其他生物系统的问题。生物力学是近20余年来才迅速发展起来的新兴学科。随着社会的不断进步,科学技术的发展,生物力学逐渐渗透到生物学、临床医学、口腔医学各个领域,促进了各学科的迅速发展,从而提高了基础学科的理论水平和临床学科的诊断治疗水平。

口腔医学是应用生理学、医学、工程学及其他自然科学的理论和技术,研究、防治口腔及颌面部疾病和畸形的医学学科。口腔生物力学则是应用力学的原理方法和工程技术研究口腔颌面部生理、病理及修复治疗变化运动规律的学科。

(一)口腔生物力学的研究方法

口腔生物力学的研究方法与一般生物力学相似,但因口腔颌面部解剖结构,器官功能与人体其他组织器官不完全相同,具有一定的特殊性,因此其研究方法也有所差异。例如牙齿表层的牙釉质是人体中最坚硬的组织,其结构也存在特殊性;牙冠下面的牙根由牙周膜固连于上、下颌骨的牙槽骨内,使牙齿牢固而稳定,这种生理结构是完全为了生理功能的需要,在人的一生中牙齿均行使着重要的生理功能。同时牙齿在口腔内根据口腔的解剖特点和功能的需要,排列成上下规则的弧形,支撑着面部的高度和外形,而这种牙弓的弧形排列最符合力学原则。牙齿缺损、牙列缺损,特别是前牙或后牙缺失,人的面容将会发生改变。前牙缺失,则上、下唇内陷,后牙缺失,则面部高度发生改变,显得苍老,影响患者身心健康。甚至由于丧失了功能的刺激、咀嚼力的刺激,肌肉和牙槽骨、颌骨将发生骨质吸收而萎缩。

口腔的功能是通过颞下颌关节、咀嚼肌群使上下颌骨产生运动,使人们能自由地行使切割、咀嚼以及语言、表情等功能。牙齿虽小但对维持全身心的健康起着巨大的作用。

口腔生物力学研究的方法很多,主要有以下几种:

1. *实验应力分析法*　这种方法是利用物理模型或实物对构件进行应力分析的。主要由基础理论与工程技术相结合,可以对构件进行应力、应变和位移的分析。实验应力分析法包括电测法、光测法、脆性涂层法和电场比拟法等。

2. *理论应力分析法*　理论应力分析法是指用材料力学和弹性理论求得应力分布的理论解答。理论分析涉及基本物理学法则的运用和一些基本公式,如应力-应变的关系等。理论分析常需进行大量复杂数据的处理,可借助计算机寻求数值计算结果,即有限元应力分析法(finite element stress analysis)。

有限元分析法可应用于各种问题的力学研究,可分析任意形状结构载荷和边界条件;能计算出模型内任意处的应力值和位移值,并能绘出应力图。

(二)口腔生物力学研究的内容

人的牙齿虽小,但在维持全身的健康中起着重要的作用,牙齿固定在颌骨内,通过颌骨、肌肉、颞下颌关节相互连接为一个整体,使下颌骨可以上、下、左、右、前、后自由运动,使人们自由地咀嚼、言语和做表情。牙齿在长期行使咀嚼切割功能的过程中,有时因咬到硬物,或因牙周病、龋病使牙齿折断或产生病变,或者是牙齿自然脱落,抑或因病变被拔除,使个别牙或多数牙丧失,因此需要制作义齿修复。如何进行修复设计才能获得理想的修复效果,正常咀嚼食物的过程中殆力是怎样传导和分布的,有何分布规律等,是口腔修复生物力学研究的内容。

1. *牙体、牙周组织的生物力学*　牙体、牙周组织是口腔中发挥咀嚼功能的重要器官。研究口腔生物力学,必须首先了解口腔正常器官和组织的结构特征,基本力学性能如牙齿牙根的解剖特征、牙根是怎样与牙槽骨相连的,牙槽骨与颌骨的结构特征等。

2. *殆与颞下颌关节生物力学*　口腔中上下牙齿的殆关系是非常复杂的,如何获得殆平衡,不致给牙齿、牙周造成损害,是值得认真研究的问题。牙齿所以能承受较大的殆力或咀嚼压力是因有了颞下颌关节的作用及咀嚼肌群的作用,是下颌前后、左右、上下运动的结果,其中存在着许多力学问题,应做仔细研究。

3. 修复体的设计及类型的生物力学　固定修复体有各种不同的类型，其类型是由牙体缺损、牙列缺损的程度及缺牙数的多少不同决定的，从最简单的嵌体、3/4 冠、全冠、桩冠，到单端桥、半固定桥、双基牙桥、多基牙桥，复合固定桥等类型。各类型均有不同的设计，设计的原则必须从保护口腔软硬组织出发，其中包括口腔黏膜、基牙、牙槽骨。如基牙弱，设计固定桥时，可加上 1～2 个健康基牙，这样可起到保护基牙的作用；又如设计和制作全冠时，应尽可能保留健康的牙体组织以增强全冠的固位和抗力。

四、口腔材料学

材料学是现代文明和经济腾飞的基础，是人类跨越时代的重要标志。口腔材料学是口腔医学专业的基础，是口腔固定修复学的物质基础，没有好的材料，口腔医师无论如何也无法制作出精美的修复体。

口腔材料学主要是研究口腔医学常用的各种材料的物理、化学、机械、生理等性能，并对各种材料的组成结构、用途重点研究。内容丰富、知识面广。口腔医师、技师必须结合临床工作实际认真学习。固定修复学与口腔材料学有着非常密切的关系，如从取印模、模型到制作修复体使用的蜡料、合金、塑料、陶瓷、复合树脂、粘结剂、种植材料等等，都是日常临床工作必不可少的材料。

随着社会的进步，科学技术的发展，以及人们生活水平的提高，患者对美观要求日趋强烈，从审美的角度对口腔材料的要求越来越高，对口腔修复医师等寄予更大的希望。

1940 年聚甲基丙烯酸甲酯开始用于制作义齿基托及人工牙材料，为口腔修复创造了良好的开端，不仅其色泽与天然牙相似，而且操作简便易于掌握。20 世纪 90 年代口腔材料的研究获得了长足的发展，新材料不断出现，特别是合成材料、室温固化塑料、铸造钴铬合金、镍铬合金、陶瓷材料、粘结材料的研制成功，大大促进了现代口腔修复学的发展。

铸钛机的研制成功，为钛及钛合金的开发应用提供了必要条件。钛及钛合金可以制作全冠、固定桥，并可与陶瓷结合制作成金瓷修复体。钛及钛合金的密度小（$4.5g/cm^3$），生物安全性好，热膨胀系数低，钛为非磁性合金、磁化率低，对周围组织无不良影响，是固定修复理想的材料。

陶瓷材料是当前国内、外研究的热点。由于陶瓷具有良好的生物相容性，颜色与天然牙相似，用陶瓷制作口腔修复体远较金属修复体美观。陶瓷制作修复体的方法有铸造法，如同铸造金属修复体，此外还有压铸法、渗透增强再塑面瓷法。近年来采用计算机设计和制作修复体，简称为 CAD/CAM，这种方法从开始制作简单的贴面、嵌体、3/4 冠修复体，现已发展到可以制作全冠及固定桥，而适合性也获得很大提高，制作的修复体殆面精度也有很大改进、只需少许调改即可达到要求。

综上所述，材料学的科学家们将会随着人们对材料要求的提高，不断地研发出新的材料和新设备、新技术，以满足 21 世纪人们的需求。

五、口腔修复技术与工艺学

口腔修复技术与工艺学，其主要内容包括各类口腔修复体的设计、制作、操作技术和方法，内容广泛，具有较强的理论性和实践性。随着时代的进步、科学技术的迅速发展，口腔修复技术与工艺学也得到快速发展，特别是新材料、新技术、新工艺、新设备，以及口腔美学的发展，将口腔修复技术和工艺学推上了一个新台阶。修复技术人才的培养、训练，国内、外口腔修复学的交流，使修复技术有了显著的提高。20 世纪 90 年代口腔修复制作中心在国内各城市如雨后春笋般地发展起来，这就需要大量的修复体制作技术人员。修复技术人员的教育和培训已日趋成熟，国家教育部已批准 2004 年口腔医科大学可招收口腔修复学技术本科大学生，使口腔修复技术与工艺逐渐形成了口腔医学中的一门独立的学科。

（一）口腔修复技术与工艺学的重要性

要制作一个令患者非常满意的固定修复体，能较长期的使用，又能保护口腔组织不受损伤，且美观、固位良好，并不是想像的那么容易。关键决定于修复医师的服务态度、责任心，对修复技术理论掌握的程度，修复设计的知识面的深广度，以及临床工作中操作的技能水平。其次决定于修复体制作技术人员，根据设计进行制作的理论知识掌握的程度，基础知识了解的深度，操作技术的熟练

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

程度和技术水平。但最重要的还是医师和技术人员的认真负责精神。爱学习、勤钻研、富有创新精神的医师与技术员，可提供高质量、高水平的修复服务。高质量的修复体深受广大临床医师喜爱，它可以大大地缩短医师诊治患者的就诊时间，提高工作效率。

口腔固定修复体较口腔修复中的其他修复体要求更加严格，从对患者的检查、处理、诊断、治疗、修复设计到临床上制备基牙完成修复体，均应保护基牙及口腔软硬组织，各步骤必须严格要求，否则很容易出现问题影响修复效果。

（二）口腔修复技术与工艺学的内容

1. *模型及灌注模型的方法*　要制作一个功能好、外形美观，患者喜爱的修复体，首先必须有一付合格的模型。模型是颌面部和口腔解剖形态的复制物，其中包括牙齿、牙槽骨、颌骨、黏膜的形态，它是制作固定修复体的基础，没有模型是制作不出修复体的，因此其重要性可想而知。

模型因其用途不同，分为多种类型，如诊断模型、工作模型和记存模型。不同类型模型的要求也各不相同，特别是工作模型，有的适用于作牙体缺损、牙列缺损的固定修复体的模型，有的适用于作可摘义齿的或牙周病矫形及颞下颌关节病治疗的，用途不同要求各异。特别是制作固定修复体的工作模型因制备体上有窝洞、沟或针道，对工作模型的准确度要求更加严格。

此外，要求对各类模型的灌注方法正确操作技术熟练，灌制的工作模型必要达到预期要求。当然首先印模一定要准确可靠，才能获得精确的模型。

2. *嵌体的制作*　嵌体是当牙体缺损较多，而无法用口内充填方法解决时采用的修复方法。其优点是磨除牙体组织少，又能很好地将牙体缺损部位予以修复，并恢复其生理功能。其多为失蜡铸造法制作的金属嵌体。近年来出现了瓷嵌体，可以铸造，也可采用 CAD/CAM 机加工完成。将在口腔修复技术与工艺学中具体讲述其制作方法。

3. *全冠及桩冠的制作*　这种修复体是保留大面积缺损患牙及残根的最有效的修复方法，深受广大患者的喜爱。新材料、新技术的研究成功，为全冠和桩冠修复提供了最新的材料和修复技术，使其能达到功能和美观的要求。

4. *固定义齿的制作*　当牙列缺损时，缺牙数目不多，而基牙健康，且分布合理时，可采用固定义齿修复。固定义齿戴在患者口腔内，具有咀嚼、切割、发音功能好；修复体的体积小，无异物感；患者可以很快适应；美观等优点。随着人们生活水平的提高，更多的患者要求制作固定义齿修复。口腔修复技术与工艺学中详述了各种固定义齿的制作技术和方法。

六、美　　学

美学（aesthetic）是研究美的本质、美的规律、美感和艺术美的科学，是在社会物质生活和精神文化生活的基础上产生和发展起来的。美的事物，例如自然界雄伟的山峰；澎湃的海洋；明媚的春光；英雄战斗的情景；英雄的崇高形象，无不给人以壮美或优美的情感感受，它将作为人类推动社会前进的，创造性的革命动力。马克思说过“劳动创造美”。

医学（medicine）是以预防和治疗疾病，保持和促进人类健康为主要研究内容的科学。现代口腔医学是医学中的重要组成部分，医学研究也体现在口腔医学中，但口腔医学还有特殊的研究内容和要求。

医学美学是医学与美学相结合的跨学科的、新兴的边缘学科。它是将美学的原理和美学的知识应用于医学领域的科学。研究医学美学可以帮助医务人员掌握与医学有关的美学规律，提高医务人员的审美能力，促使医学理论与美学规律结合，从而提高医疗质量、诊治水平。口腔医学美学的目的是要维护和恢复患者牙颌面形态的完整性、健康性方面达到更完美的境界，为达到使人健康长寿的最高目标创造必要的条件。

为了提高医学科学研究水平和理论水平，用以指导临床医疗实践，作为医务工作者，不仅需要自然科学知识和传统的观察、实验、物理化学、逻辑思维方法，而且还需要学习与掌握美学知识和美学规律。马克思在《1844 年经济学哲学手稿》中指出，“人是按照美的规律来塑造物体”。

口腔颌面外科的整形、口腔修复学、口腔正畸学的医疗、教学、科研工作，多年来一直致力于恢复受损的组织器官的形态和畸形的矫治，通过形

态的恢复来恢复生理功能。实际上，形态的恢复同时也取得了一定的美学效果，只是在过去并没有明确提出美容效果是重要的目标而已。随着社会的发展，人们生活水平的不断提高，人们对这方面的要求越来越高，越来越增强。

近年来在我们的日常临床工作中深刻地体会到，要获得功能恢复和美容效果，所修复的组织器官的形态必须符合美的规律，才能收到美容的效果。因此，医务工作者学习和掌握有关的美学原理和美学知识，创造性地将这些知识运用于本专业实践中去，是进一步提高医疗效果和医疗质量所必不可少的。特别是作为口腔修复的医务工作者，必须具有精深的专业知识，不断提高文化素质、良好的美学修养，以及娴熟的工艺技巧，为达到此目的，医务工作者必须努力博览群书，学习专业知识、美学知识和工艺技巧，使本职工作取得新的创造性进展。

(一)医学美学的研究内容

医学美学是研究医学美、医学美感、医学人体美的科学。

1. 医学美　医学美是指医学领域的美，它是现代医学的产物，是人们从医学和美学结合的角度来研究维护和塑造人体美的理论和实践的科学。美具有三种基本形态，即为自然美、社会美和艺术美。医学美与上述三种基本形态密切相关。

(1)医学美与自然美：自然美是指未加工的自然事物的美，如山水花鸟的美。自然美以其自然的形态、颜色、质感等，直接引起人们的美感，使人赏心悦目，以激励人上进和陶冶人的情操，使失去平衡和谐的生活和心理重新复原，医院可利用自然美来改善医院环境，美化诊室和病房，可以收到辅助治疗的效果。

(2)医学美与社会美：社会美是指现实生活中社会事物的美，是人创造性的社会实践的产物，人的心灵美(内在美)和行为美是社会美的核心。社会美主要表现在生产和科学实践等方面，如表现于工作实践中的努力拼搏、无私奉献的先进人物事迹。又如颐和园中的花草树木虽经培植，但仍属于自然美，园中的亭、台、楼、阁属社会美。医疗实践塑造了人体美，患者在医务人员的帮助下不仅治疗了疾病，去除病痛，而且使其心灵得到美化，更有助于恢复健康。从而使患者健康愉快地投入到社会生活和工作中去，为社会和祖国做出更大的贡献。

(3)医学美与艺术美：艺术美是艺术作品的美，它来源于生活，但又高于生活，是艺术家创造性劳动的产物，浸透了艺术家的激情。一件好的艺术品体现出高度的概括、高度技巧、给欣赏者以鼓舞、愉快，就是收到了积极进步的社会效能。艺术美是通过完美的形式表现出来，医学美同样也需要通过完美的形式表现的。医学是按照典型的人体来塑造和维护人体美的，由此可见医学是一种科学实践，也是一种艺术实践。

2. 医学美感　医学美感是指人们在观察人体和生理功能的过程中产生的美的感动，是一种悦目和怡情的心理状态。

从外表看，一般的人体美呈现出对称、五官端正、肤色正常、身材匀称、身体健康的特点。但各组织器官的生理功能应是正常的，所以人体美应具备良好的生理功能和外观两方面。

3. 医学人体美　口腔医学着重维护和塑造人体颌面部、口腔、牙齿的正常形态和功能。换言之，当上述组织结构出现形态异常和功能障碍时，通过口腔医学的各种治疗手段和修复措施，使患者上述组织结构恢复正常的形态和生理功能，使人体颌面部恢复正常的人体美。

(二)医务人员的美

医务人员的职责是救死扶伤、防病治病，为人民的健康服务。因此，医务人员的举止行为对患者均产生影响，医务人员必须在言谈、举止方面，提高自身的素质，把自己塑造成为患者可信任的人，这样才能达到全心全意为患者服务的目的。

1. 心灵美　心灵美即内在美，是指人的内心世界美。医务人员的心灵美表现为高度的道德责任感和人道主义精神，以及自我牺牲精神。高度的责任感是医务人员在防病治病过程中，表现出的对患者认真负责的态度，对患者进行认真仔细的检查、诊断和治疗。

2. 外在美　医务人员的外在美是指医务人员的言谈、举止、仪表、风度的美。因此，外在美主要表现为语言美、行为美和仪表美。语言美是指医务人员在工作中，对患者要使用有礼貌、有解释、能安慰和保护性的语言。

行为美是指医务人员的动作轻柔、举止庄重、

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

任劳任怨、舍己为人的行为。仪表美是指医务人员穿着整洁、合体、装束朴素大方。

随着21世纪科学技术的大发展，口腔美学将得到更迅速更完善的发展。

七、色 度 学

色度学是研究颜色度量和评价方法的一门学科，是颜色科学领域里一个重要部分。色度学这门科学开创于17世纪，牛顿成功地进行了把日光分解为光谱色的实验，并解开了颜色之迷，引入了颜色环的概念，从而开创了建立颜色图的思想，奠定了近代光学的基础。

19世纪科学家Grassmann、Maxwell、Helmholtz等对色度学的进一步发展作出了巨大贡献。1931年建立了CIE色度学系统，在工农业生产、科学技术和文化事业等方面色度学得到广泛应用。色度学的理论应用于彩色电视、彩色摄影、彩色印刷、染料、纺织、造纸、交通信号、照明技术、口腔医学等领域。各种测色仪器的研制开发和应用，为色彩的研究提供了客观的检测手段。

(一)颜色的基本概念

在太阳光照射下，不同物体呈现出不同颜色，其原因是物体对光谱成分有选择吸收和选择反射的性质。物体本身的光谱特性是物体产生不同颜色的主要原因。光照到物体后，部分被反射，部分被吸收，部分透过。透明物体的颜色主要由透过的光谱组成决定；不透明体的颜色则由它的反射光谱组成决定，光照到物体上，可能发生反射、吸收和透射。

所以说有光才有色，光是属于一定波长范围内的一种电磁辐射，波长范围为$10^{-14}\sim10^{8}$m，而能引起人们肉眼感知的光辐射只有一小部分，称为可见光辐射(可见光)，可见光的波长为380～780nm。可见光的波长不同，引起人们对颜色的感觉就不同。自然界人们见到的有单色光和复色光，而单色光见到的机会不多，一般多是复色光。

单色光的波长由长到短，对应着的颜色感觉由红到紫(表1-1)。

表1-1 单色光波长

颜色	波长(nm)	颜色	波长(nm)
红色	770～620	橙色	620～590
黄色	590～560	黄绿	560～530
绿色	530～500	青色	500～470
蓝色	470～430	紫色	430～380

这种划分只是给出大致的范围，实际上单色光的颜色是连续渐变的，不存在严格的界限。而且单色光的颜色感觉是随着光的强度的变化而变化的，实验结果指出光谱上除572nm、503nm、478nm三个点不受光强的变化的影响外，其余各波长的颜色都会略有改变。

自然光源和人造光源大都是由单色光组成的复色光。一定成分的复色光，有一种确定的颜色与之对应。

颜色又可分为非彩色和彩色两类。非彩色是指白色、黑色和白黑之间的各种深浅不同的灰色，共同构成白黑系列。白黑系列中物体的光反射率的变化，在视觉上表现为明度变化，愈近白色，明度愈高，愈近黑色，明度愈低。彩色是指黑白系列以外的各种颜色。彩色具有以下三种特性：

1. 明度(value,V)　即人眼对物体的明亮感觉，是由彩色物体表面的光反射率来决定的。如光线强时，感觉比较明亮，光线弱时，则感觉较暗。明度高，是指色彩明亮，明度低则指色彩晦暗、黄色是明度高的色彩，紫色是明度比较低的色彩，明度最高的是白色，明度最低的是黑色。同一色相的色彩，如果明度不同，则可以产生一系列色彩的变化，例如红色色相可分为浅红、亮红、深红、暗红。

2. 色相(hue,H)　也称色调，是指彩色彼此区分的特性。可见光谱中不同波长的辐射在视觉上表现为各种色相、色相是由光源的光谱组成和物体表面所反射的各波长辐射的比例对人眼所产生的感觉而决定的。如前述的红、橙、黄、绿、青、蓝、紫就是常用的色相。正常人可分辨200种色相。

3. 彩度(chroma,C)　又称饱和度或纯度，是指彩色的纯洁性。彩度决定于物体表面反射光谱辐射的选择性程度。一般是以某色彩内含的同色相纯色所占的比例来分辨彩度的高低。纯色比例高为彩度高，比例低则彩度低。黑白灰是无彩色，是没有彩度的。艳黄色、鲜红色是表示饱和度高的形容。以上三种特性，只有彩色才全部具备。而非彩色只有明度差别。

颜色对口腔修复学特别重要，修复体必须具备与天然牙色相似的颜色，才能达到美观的要求，特别是颜色的三种特性在口腔固定修复中应用更广泛，必须清楚了解并掌握。

人对颜色的感觉是个复杂的过程，如对牙齿颜色的感觉，首先光源照射在牙齿上，通过人眼（感受器），传到大脑，经心理、主观的综合处理，然后表达出来。光源、物体本身、人眼的感觉能力、大脑的综合分析能力都可能影响人对颜色的判定。

颜色匹配：将两种颜色调节到在视觉上相同或相等的方法称为颜色匹配，进行颜色匹配时，可通过加法混色或减法混色，改变一个颜色或两个颜色的明度、彩度、色相特性，使二者达到匹配。

同色异谱：一定成分的复色光，有一种确定的颜色与之对应，但反过来，一种颜色感觉并不只对应一种光谱组合，就是说两种成分完全不同的复色光，有可能引起的颜色感觉完全一样，即称同色异谱。

互补色：凡将两种颜色相混合产生白色或灰色，这两种颜色为互补色。在颜色环上，圆心对边上的任何两种颜色都是互补色。如黄与蓝、红与绿等均为互补色。这在口腔修复中，往往有一定的使用价值。

混合色：任何两种非互补色混合即得出两色之间的混合色。其色相决定于两种颜色的比例，其饱和度（彩度）决定于两种颜色在色环上的距离。

三刺激值：颜色匹配实验中选取三种颜色，由它们相加混合能产生任意颜色，这三种颜色为红、绿、蓝，称为三原色。为匹配某一特定颜色所需的三原色的数量叫三刺激值。用 R（红色）、G（绿色）、B（蓝色）表示。

色差：用数量表示颜色知觉的差异。片山伊九右卫门认为人眼能辨别 1.2 个单位的色差。

（二）牙科常用的颜色标定系统

1. 国际照明委员会（CIE）XYZ 系统　1931 年国际照明委员会在 RGB 系统的基础上用三个设想的原色 X、Y、Z 建立了一个新的色度图，X（红）、Y（绿）、Z（蓝）代表 CIE 三刺激值，是混合光中三原色的绝对分量。小写的 x、y、z 是混合光中三原色的相对分量，1931 年 CIE 规定以三个特定的原色和三刺激值 X、Y、Z 作为测量颜色的标准。

2. 国际照明委员会推荐的 $L^*a^*b^*$ 标定系统　$L^*a^*b^*$ 是 1976 年国际照明委员会（CIE）推荐的物体色在知觉上均匀的空间，其中 L^* 代表明度，a^*b^* 代表色相和彩度，即 a^*b^* 的方相代表色相，a^*b^* 的绝对值代表彩度，为了获得物体颜色在知觉上的均匀空间，CIE 推荐出均匀颜色空间和色差计算方法。两个按 $L^*a^*b^*$ 标定的颜色，两者间的总色差 △ECIE（$L^*a^*b^*$）可按以下公式计算。

$$\triangle ECIbE(L^*a^*b^*)=[(\triangle L^*)^2+(\triangle a^*)^2+(\triangle b^*)^2]^{\frac{1}{2}}$$

3. 孟塞尔系统　孟塞尔系统是将颜色的三个特性色相、明度、彩度分解为三个属性，将红、黄、绿、蓝、紫 5 个色相在圆环上均等排列，将色相分为 10 种，即 5 种主要色相红（R）、黄（Y）、绿（G）、蓝（B）、紫（P）和 5 种中间色相，黄红（YR）、绿黄（GY）、蓝绿（BG）、紫蓝（PB）、红紫（RP），每种中间色相的等级定为 5。

孟塞尔系统的颜色标定方法为 HV/C，故孟塞尔系统又简称为 HV/C，此方法标出了色相、明度和彩度，即采用立体模型表示表面色的一种方法。从心理学的角度，根据颜色的视知觉特点所制定的颜色分类和标定系统。孟塞尔系统与 CIE1931 色度系统可以相互转换。

第三节　固定修复学的发展

固定修复主要用于修复牙体缺损和牙列缺损的，牙体缺损和牙列缺损是口腔的常见病、多发病。牙体缺损的临床表现是牙体硬组织有不同程度的破坏、缺损或畸形，从而造成牙体形态、邻接关系和𬌗关系的异常。对牙周组织的健康、咀嚼功能、发音、面容美观等产生不同程度的影响。多数的牙体缺损可以用充填方法将缺损的牙体形态和功能恢复，但当缺损面积大，或缺损过多、过深时，则充填方法无法恢复牙体的形态和功能，必须采用其他方法修复。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、牙体缺损固定修复的发展

牙体缺损固定修复是通过人工制作的修复体达到修复的目的。因此，牙体缺损固定修复的发展与口腔材料和修复技术的发展密切相关，没有修复材料和修复体制作技术，就不可能制作出修复体。

（一）材料的发展

1. 银汞合金　利用充填方法恢复牙体缺损的形态和功能的材料应用最早、使用时间最长的就是银汞合金。银汞合金是一种特殊合金，其组成中的汞在室温时为液态，它可以与固体状态的金属粉末成分经调和后形成合金。早在11世纪，我国就有采用银膏补牙的记载。这种含银的合金与现在应用的银汞合金基本相似。1805年，Travear等将银粉混在汞中制成银汞合金（silver amalgam）。1895年GV Blak对银汞合金作了深入研究，调整了各组成成分的含量，将银的含量增加到68%，其余成分除锡、铜之外，另增加了少量的锌和金，并对调和方式等进行了改进，形成了现代银汞合金的雏形。1929年美国对银汞合金制定了规格。ADA No.1中规定了银汞合金的组成成分中，银汞合金中含银不能少于65%，锡不能少于29%，铜不能超过6%，故又称为低铜银汞合金。随着人们对银汞合金的研究和改进，银汞合金的成分也发生了改变。1970年后，许多银汞合金中铜的含量有所增加，从6%增至30%，即为高铜银汞合金。于1977年将ADA No.1银汞合金规定的组成范围改为允许含有高铜的合金。我国的国家标准GB9935-88中规定银合金粉金属元素含量为银40%，锡28%，铜27%，锌2%，汞3%，其余为非贵金属，其总量约不超过0.1%。为了满足临床上牙体缺损充填修复操作性及口腔咀嚼功能的需要，银汞合金的组成成分也在不断进行调整。

目前，临床上应用的银汞合金的银合金粉的组成、形状，以及包装等方面均有很大的改进。在组成成分方面增加了铜的含量，减少了银的含量，使银汞合金既提高了强度又降低了成本。同时在银合金粉的制备工艺上作了很大的改进，使显微镜下观察到的银合金粉末的片状不规则形改成了圆球形的颗粒，又称为球形银合金粉，其表面积较片状小，因此调和时需用的汞量减少，从而提高了银汞合金的强度。而且在包装上也作了很大的改进，将定量的汞和银合金粉分别装于胶囊隔膜两侧，在临床上充填使用时，将两者调和即可完成汞齐化。这样既减少了汞的污染，同时又节约了原材料，并提高了银汞合金的性能。银汞合金的研制开发为牙体缺损的患者，提供了治疗的良好手段和原料，目前仍在临床上应用。

2. 复合树脂　由于银汞合金充填材料存在着一定的毒性及颜色与牙色不协调的缺点，人们一直在寻求一种安全有效的充填材料来取代银汞合金。20世纪50年代Buonocorc采用磷酸处理牙面为有机树脂与牙釉质粘接固位找到一种有效方法。20世纪60年代Bowon等成功地合成一种具有特殊结构和性能的树脂Bis-GMA，在此基础上复合树脂（Composite resin）迅速发展起来。随着材料学和相关临床技术的进一步发展，特别是酸蚀粘接技术的发展和应用，复合树脂现已成为牙体缺损充填修复的必需材料，它不仅可以直接用于牙体缺损的充填治疗，而且借助于牙体粘接技术，还可用于牙体美容修复、牙体严重缺损的修复、牙周病松牙固定、窝洞封闭，以及冠桥的粘固等。由于复合树脂具有独特的优点，其临床应用比较广泛。

复合树脂是由有机树脂基质和经过处理的无机填料以及引发体系组合而成的复合体。因其用途不同分为前牙复合树脂，具有良好的抛光性和协调的颜色；后牙复合树脂，具有良好的耐磨性和压缩强度、拉伸强度；通用性复合树脂，这类复合树脂在色泽和物理性能等方面均较好，适用于前牙和后牙的充填修复。

复合树脂的聚合方法有两种：一种是化学固化法，复合树脂通常为双糊剂，使用时将两管糊剂按比例调制使用。其中一组分中含有引发剂（initiator），一般常为过氧化苯甲酰（BPO）；另一组分为促进剂（有机胺类），两组分混合后聚合，其聚合时间为3～5min。由于易变色，操作时间短，目前已很少用于前牙修复，但常用于金属修复体粘结。另一种为可见光固化复合树脂，由单一糊剂组成。糊剂中含有光敏剂，使用一定波长的光照射，即可聚合固化。紫外光固化树脂的光敏剂为安息香醚类物质。但紫外光对人体有害，且照射深度不够。

现使用的可见光固化复合树脂，其光敏剂为樟脑醌等，这类复合树脂操作方便，色泽稳定，贮存期较长，但光固化器价格较贵。

复合树脂聚合时产生聚合收缩，其体积收缩为 1%～2%。微粒型复合树脂无机填料含量少，其收缩率最高。聚合收缩使树脂与牙面之间产生张应力，从而使修复体边缘与牙体之间产生出微隙。复合树脂具有吸水性，吸水后产生吸湿性膨胀。微粒型复合树脂吸水性最强。吸水性可部分补偿聚合收缩，但常导致修复体变色和降解。空气中的氧可抑制复合树脂的聚合，故聚合时可在树脂表面应用成形片或树脂薄膜覆盖，否则其表面始终是软而有黏性的。也可在修整时将其软层磨去。复合树脂的耐磨性差，颜色不稳定，并对牙髓有刺激，应对牙髓进行保护。但复合树脂不导电、不导热。

复合树脂在临床上可对牙体缺损进行窝洞充填和粘结修复。充填可用于𬌗面和牙颈部的缺损修复，粘结修复可用于切角缺损和大面积的牙体缺损，以及前牙美齿的修复，如四环素牙、氟斑牙、畸形牙等修复。

3. *玻璃离子粘结剂*(glass ionomer cement)

玻璃离子粘结剂是 20 世纪 70 年代初，在硅酸盐粘结剂复合树脂及聚羧酸锌粘结剂的基础上研制的一种新型粘结剂。它是由玻璃粉与聚丙烯酸反应生成的聚合体，故称玻璃离子粘结剂。它具有硅酸盐玻璃的强度、刚性、氟释放性和聚丙烯液体的生物性和粘结性。该材料对牙齿的粘结性好，对牙髓刺激性小。随着材料学的不断发展玻璃离子粘结剂有了较大改进，提高了机械强度和美观效果，并具有良好的生物相容性，优越的牙体粘结性和长期的氟释放能力，已成为牙体修复备受青睐的牙科粘结剂。临床上玻璃离子粘结剂可作为复合树脂充填剂的衬垫材料，该材料除上述特点外，其导热性与牙本质相似，可视为隔热材料；其热膨胀系数与牙齿硬组织很近似。

玻璃离子的种类分为水固化、光固化、化学固化等类型。临床上可用玻璃离子粘结剂进行乳牙各类洞的充填，根面龋修复、垫洞及垫底、窝沟封闭，冠核修复，以及全冠和固定桥的粘固和牙折及修复体折断时的应急修复。

以上材料均为牙体缺损常用充填修复材料。

4. *金属材料*　当牙体缺损范围大，或严重缺损，充填修复法无法恢复牙体形态和功能时，则可以采用金属材料制作成修复体，通过粘结技术达到修复的目的。

金属材料从最早的不锈钢片发展到中熔合金，如银合金、铜合金、金合金、钴铬合金、镍铬合金、镍铬钛合金，以及最新的银钯、金钯等贵金属合金。近年来，临床上已有采用纯钛及钛合金。金属材料也是牙体缺损固定修复必不可少的修复材料，但其缺点是与牙色不协调影响美观。

5. *陶瓷材料*　虽然金属材料制作的修复体虽然机械性能较好，但与天然牙不协调，随着患者对面容美观的要求越来越高，此类修复体患者不易接受，特别是前牙修复。因此，牙科医师着手于无机非金属材料陶瓷的研究。1774 年法国的 Duchateau 采用陶瓷制作义齿。1820 年 Lindere 用陶瓷做充填修复。1880 年 Rollins 进行了陶瓷嵌体修复的尝试。1887 年美国 Land 研究陶瓷烧结，2 年后陶瓷冠试制成功。1895 年 Christensen 和 Jenkins 研制出高熔陶瓷和低熔陶瓷，在陶瓷中加入矿物色素使陶瓷色泽与天然牙相近。

1919 年 Welben 首次将铸造陶瓷研制成功，为铸造陶瓷研究奠定了基础，1920 年 Tompson 采用陶瓷牙面修复前牙唇面，因陶瓷的脆性而失败。

Woolson(1940)首次将陶瓷烧结在金属上，以增加陶瓷的强度，但由于两者的结合存在问题，未获成功。直到 20 年后即 1960 年，才解决了陶瓷金属两者的相互匹配问题。使陶瓷修复进入了一个崭新阶段。Mclean(1965)在陶瓷粉中加入部分氧化铝混合烧结，从而提高了陶瓷的强度。此后，陶瓷材料的应用才逐渐广泛。

1973 年玻璃陶瓷研制成功。20 世纪 80 年代推出了氧化铝陶瓷。

我国于 20 世纪 90 年代初期各高校相继研制出铸造陶瓷。20 世纪 90 年代末研制出渗透陶瓷及切削陶瓷。由于陶瓷材料具有良好的生物安全性及与天然牙颜色相近的色泽，陶瓷修复体的应用日趋广泛。

6. *粘结材料*　两种相同或不同的固体物质，与介于两者表面的第三种物质的作用产生牢固的结合称为粘结或粘合(adhesion or bonding)。将

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

数种固体物质材料粘结起来的物质称为粘结剂(adhesive or bonding agent)。将修复体粘固于口腔硬组织上,具体说就是粘结到牙体组织上的物质,称为口腔粘结剂(dental adhesive, dental bonding agent)。口腔粘结剂与其他辅助性试剂,如表面处理剂、表面保护剂、遮色剂等均称为口腔粘结材料(dental adhesive materials)。

粘结材料的研制成功和粘结技术的应用,将减少牙科医生对牙体组织的切削、磨除,并可代替机械性的固位方法,使许多过去认为不能修复的疑难病例得到修复。不仅可防止修复体与牙体组织之间的边缘微渗漏,并能最大限度地保存健康的牙体组织。

世界上最早用于口腔修复的粘结剂是磷酸锌粘结剂(zinc phosphate cement),此粘结剂为无机材料,尽管其性能尚有某些不足,但到目前仍是口腔修复临床上常用的粘结剂。Kulzer 公司(1949)开发出第一种口腔高分子粘结剂,这种粘结剂由甲基丙烯酸甲酯单体(液)及其聚合物组成。可用于松牙固定和正畸附件的粘结。此后经不断改进完善材料性能,已可应用于口腔修复体粘结。

自从 20 世纪 60 年代 Buonocore 最早提出用磷酸处理牙釉质表面获得树脂与组织的粘结以来,口腔的牙釉质粘结剂已广泛地应用于临床。随着口腔生物材料的研究及开发,各种新型粘结材料不断出现,为口腔修复粘结技术的发展创造了有利条件。

用于口腔修复中的粘结材料主要有以下几种:

(1)磷酸锌粘结剂:由粉液双组分反应而成。粉剂主要含少量氧化锌和氧化镁,液剂主要含正磷酸缓冲溶液。该粘结剂在凝固前具有流动性,可渗入牙齿和修复体表面的细微结构中,形成机械嵌合力,但粘结力较低。粘结 1d 后其压缩强度约为 130MPa,拉伸强度约为 150MPa。凝固后有轻微膨胀,不导热、不导电,是一种很好的绝缘材料。但凝固后释放出游离磷酸,刺激牙髓及牙龈组织,因此活髓牙不可用磷酸锌粘结剂粘结。磷酸锌粘结剂可用于牙体缺损的嵌体、冠、桥修复体的粘固。

(2)聚羧酸锌粘结剂:聚羧酸锌粘结剂(polycarboxylate cement)为有机粘结剂。是主要含氧化锌的粉剂和含聚丙烯酸的液剂反应而成的粘结剂。该粘结剂除能与牙齿和修复体形成机械嵌合力外,还可以在反应过程中未反应的键号 COOH 与牙齿表面键号 OH 形成氢键,与牙齿中的 Ca^{2+} 发生络合反应,产生异性离子吸引力,故其粘结力较无机粘结剂高。在粘结剂溶出时,溶出的酸少,对牙髓、牙龈的刺激小。可用于嵌体、冠桥的粘结。临床常用于活髓的固定修复体粘结,不宜直接用于盖髓、保髓,可用于儿童龋洞充填。聚羧酸锌粘结剂有国产产品,国外产品有 Durelon、Hy-Bod、Polyc、Oxicap、Bonnal 等。

(3)玻璃离子粘结剂(glass ionomer cement):在复合树脂和聚羧酸锌粘结剂的基础上又开发出一种由硅酸铝玻璃粉和聚丙烯酸液体组成的新型粘结剂。当玻璃离子粘结剂的两组份调和后,聚丙烯酸及酒石酸中的键号 COOH 基团与玻璃粉中所含的 Al^{3+}、Ca^{2+} 等离子进行配位络合,形成交联网状结构,并将未反应的玻璃粉结合在一起,逐渐由糊状变为凝胶而固化。粉、液混合后 5min 凝固。该粘结剂分为化学固化型和光固化型,前面所述为化学固化型。

玻璃离子粘结剂在凝固过程中其溶解物的 $pH<3$,呈现酸性,对牙髓产生的刺激大于聚羧酸锌粘结剂,不易用于活髓牙的固定修复体粘固,如目前临床上常用的 3m ESPE 玻璃离子粘结剂。但玻璃离子粘结剂具有良好的粘结性,抗龋性。

(4)甲基丙烯酸酯粘结剂:其粉剂主要含聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)和过氧化苯甲酰(BPO),液剂含甲基丙烯酸甲酯(MMA)单体和二甲基苯胺。现分为两种即含 4-META(4-甲基丙烯酰氧乙基偏苯三酸酐)粘结剂和含磷酸双酯粘结剂,这两种效果都比较好。前者如 Super Bond C&D,对牙釉质和牙本质,以及牙科用的合金修复体均有较强的粘结力。与牙科合金的粘结拉伸强度为 12.7～13.7MPa。并可与银汞合金粘结,其剪切强度为 13.1～17.3MPa。含 4-META 粘结剂其强度和色泽稳定,但耐磨性差,聚合时有体积收缩,聚合热和游离单体的溶出将对牙髓产生刺激,故不能用于活髓牙粘结。

后者即含磷酸双酯粘结剂与牙本质有较好的粘结性,对牙髓的刺激轻微。

(5)复合粘结剂：该粘结剂粉剂由二氧化钛(表面经活化处理)和适量的促进剂组成。液剂由Bis-GMA(双酚A双甲基丙烯酸缩水甘油酯)和5%的甲基丙烯酰氧癸基磷酸酯和适量引发剂(BPO)组成。这类粘结剂以日本的产品Panavia EX为代表，已广泛应用于口腔修复临床上。可用于粘固嵌体、冠、固定桥、瓷贴面等，也可用于桩冠和乳牙暂时冠的粘结修复。

复合粘结剂具有较高的机械强度和良好的耐水稳定性，其压缩强度为254.9MPa，缺点是空气中的氧气对该粘结剂的聚合固化有较大影响，易造成表面单体聚合不完全，使其强度下降。因此，在固化过程中，必须用本产品中配套的保护剂覆盖暴露的粘结剂，以避免氧气阻聚的影响。待固化后再将保护剂去除。

7. 印模材料　印模是用可塑性材料，在颌面部或口腔内直接获得的阴模。采取印模所用的材料称为印模材料(impression materials)。要求印模材料应无毒、无味、无刺激，具有流动性、可塑性、弹性和尺寸稳定性，凝固时间3～5min，并易与模型分离。印模材料因长期的临床应用，不断改进缺点及存在的问题，得到很好的发展。

(1)印模胶(impression compound)：其商品名为打样膏。印模胶中含有树脂硬脂酸，使该材料具有可塑性，并增加韧性，加热至70℃即可变软，在口腔温度中变硬。可反复使用，但其可塑性差，无弹性，存在温度收缩性，取模时体积改变大，易变形，在最早期义齿的制作采用此材料取印模。目前，临床上已少用，有时用于制作辅助印模或全口义齿、复杂义齿的个别托盘等。

(2)氧化锌印模糊剂(zinc oxide impression paste)：氧化锌印模糊剂是二次印模法的一种衬层印模材料，或是义齿衬垫时取印模用的材料。其最大优点是流动性好，可形成1～2mm厚的薄膜，能复印出口腔组织的细微结构，但因该材料无弹性，不能复制出精确的倒凹区。

(3)石膏印模材料(impression plaster)：印模石膏具有适当的流动性和可塑性。凝固后体积较稳定，制取的印模清晰准确。但石膏质硬，无弹性，不易取得精确的倒凹区印模。使用时应注意为了使印模石膏易与石膏模型区别，避免脱出石膏模型时，将模型损伤，可将印模石膏内加上颜料，以便与灌模的白石膏或人造石区分。

为防止印模石膏与石膏模型发生粘连，灌模前在印模的表面涂一层分离剂(如藻酸盐或火棉胶)，当分离剂形成薄膜后，再灌注石膏模型，为了降低印模石膏的强度，并易与模型分离，可在印模石膏中加入适量的淀粉。

(4)藻酸盐印模材料：该材料中的褐藻酸是从褐色海藻中提取的粘胶质，经处理后，制得藻酸盐。藻酸盐溶于水后形成浓稠的胶体，加入适当的填料调制成弹性印模材料。藻酸盐也可用海带为原料，其应用分为糊剂与粉剂，但目前多用粉剂。临床上使用时，将粉与水按2∶1混合，调拌均匀后即可取印模。该材料价格低、弹性好，临床应用较多。

(5)硅橡胶印模材料：目前多为从国外进口，价格昂贵，但印模精确度高，从口内取出印模可反复灌制工作模型而不变形。

(6)聚醚橡胶印模材料：该材料的韧性、硬度比其他橡胶类印模材料优越，印模的准确性高。但因该材料具有亲水性，易吸收空气中水分而膨胀发生体积改变，故应立即灌注模型材料。

(7)琼脂印模材料：这是一种可逆的水胶体印模材料，是从海藻酸中的红藻中提取而获得的。临床上多用于复制整铸金属支架的带模印模材料。

(二)修复技术的发展

1. 锤造技术　随着时代的进步，社会的发展，科学技术的日益创新。制作修复体的技术有了迅速的发展和长足的进步。制作修复体的方法，是从锤造技术开始的。这种方法在我国沿用了许多年，是从日本引进的。牙体缺损后，经过适当治疗，消除炎症。再将牙体适当磨除修整，然后取模，在模型上锤造一个金属冠，戴在牙体上，并进行粘结。这种冠的特点是由金属片锤打而成壳状，故其𬌗面、轴壁各部分厚度是相同的。锤造方法可用于制作金属3/4冠、全冠、开面冠等。

2. 铸造技术　20世纪Taggart将铸造法用于口腔修复领域。开始应用铸造技术制作多面嵌体、部分冠、全冠。这种方法是在工作模型上先完成一个与修复体完全相似的蜡型，通过包埋蜡型，焙烧加热失蜡铸造，完成金属修复体。此修复体恢复了牙体缺损的解剖形态和生理功能，同时保

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

护了牙髓活性，修复体的边缘与基牙更加密合。铸造法一直应用至今，在铸造精度和包埋技术等方面作了许多改进。目前仍是口腔修复科临床上制作修复体最常用的技术。

铸造技术不仅可用金属材料制作各种修复体，还可将陶瓷铸造成各种修复体，如铸造陶瓷，压铸陶瓷等材料制作成嵌体和全冠。

3. *粘结技术* 用口腔粘结材料，将口腔修复体与口腔硬组织之间形成连接的方法，称为粘结技术(dental adhesive technology)。为了提高修复体与牙体组织的粘结强度和粘结力，粘结技术随着社会的进步得到很大的改进。1955 年 Buonocore 首次采用 25%的磷酸溶液处理牙釉质表面后，用丙烯酸树脂与牙釉质粘结的粘结力成倍增加，这是粘结技术的一大进展。此后一直应用于临床上，并成为粘结修复的常规技术。

(1)粘结剂选择：为了提高修复体的粘结强度，粘结材料即粘结剂也不断改进，研制出许多不同的粘结剂。固定修复体所采用的制作材料不同，如目前的金属修复体、金瓷修复体、陶瓷修复体、塑料修复体等等，修复体的类型也各异，如嵌体、贴面、3/4 冠、1/2 冠、全冠等，而且修复牙齿的部位和情况也不尽相同，因此粘结剂应根据上述情况选择。有些修复材料有配套粘结剂，如 Dicor 铸造陶瓷、Vita mark Ⅱ 切削陶瓷材料，配有专用粘结剂，临床上最好使用其相应的粘结剂。修复体固位好的全冠、粘结剂的选择范围较大。若冠、嵌体本身的固位力差，以及固位力较小的修复体如贴面等，则需要选择粘结力强的粘结剂。

前牙修复体对粘结剂的色泽要求严格，特别是陶瓷修复体，应选择可选色、配色的粘结剂。当前牙制备体为金属核或变色牙时，需要使用有遮色作用的粘结剂。在粘结多个前牙贴面或全冠时，就选用有充分操作时间的粘结剂。

陶瓷修复体本身的机械强度较差，应选用粘结强度大的粘结剂，以减少失败。陶瓷修复体透明性好，粘结剂颜色的选择对修复体粘固后的美观效果有直接的影响，特别是前牙贴面仅有0.5～0.8mm 的厚度，粘结剂对修复体的影响较大。为了选择适当颜色的粘结剂，可将预选的复合树脂粘结剂颜色涂在修复体的组织面，放在制备牙体上，预测粘结后的效果。粘结剂种类很多，目前临床上认为复合树脂粘结剂效果最好，且多为化学固化型，操作简便、粘结力强。

(2)表面处理技术：①修复体处理：粗化处理，一般采用 Al_2O_3 喷砂处理，增加粘结面积，提高机械嵌合力；酸蚀刻处理，采用氢氟酸蚀刻修复体组织面 1～2min，使修复体组织面形成凹凸不平的表面，提高粘结力；硅烷偶联剂处理修复体组织面，可改善金属表面、陶瓷表面与复合树脂的润湿性，增强机械嵌合力，并产生化学结合，从而提高粘结强度。②牙体粘结面处理：将制备体清洁后吹干，牙釉质选用磷酸酸蚀 1min，牙本质选用 EDTA、10-3 溶液或其他牙本质表面处理剂，注意勿伤及牙髓，牙面酸蚀后冲洗、干燥，若粘结面为金属核可用硅烷处理。

4. *铸造法修复体的制作由直接法改为间接法* 因铸造法在口腔修复领域中应用最多，应用时间最长，故特此提出。在 20 世纪五六十年代，口腔固定修复除锤造修复体是在工作模型上制作完成外，铸造法制作的修复体均是当牙体制备后，在患者口腔中完成蜡型或塑料铸型的制作。因此，凡是在患者口腔内完成制作的蜡型，就称作直接法，而在牙体制备完成后，取印模灌制工作模型，再在工作模型上制作蜡型的方法，称为间接法。

直接法制作固定修复体蜡型的目的，是将蜡型经包埋焙烧铸造成金属修复体。这种方法是医师直接在患者口腔内的制备体上制作完成蜡型，蜡型的边缘、𬌗面、轴面外形突度等精确度较高，邻面接触点也较适当，同时蜡型与制备体的密合度好，这是直接法的优点。但是医师在口腔内制作蜡型患者张口时间长，在手术椅上的时间长，同时患者口腔中的空间小，加上舌及唇颊肌的存在，操作受影响，若不能采用橡皮障隔湿，则唾液不断分泌会影响医师顺利地完成蜡型的制作。而且有时医师不慎，热的蜡刀还易伤及患者口腔的软组织。所以直接法虽有其突出的优点，但也存在着明显的缺点。特别是对初学者困难更多，蜡型的制作达不到要求标准，制出的修复体可能会失败。

间接法是在已灌制的工作模型上制作蜡型，模型必须具有制备体前后 2～3 个以上的邻牙，并有对颌工作模型，还必须具有上下颌准确的咬合关系。这样使铸造后的修复体具有准确的𬌗面，可以减少戴修复体时，医师对𬌗面的调改。间接

法要求印模必须精确，否则完成的修复体易失败。要求印模材料具有良好的弹性和韧性，取印模时制备体的各细微部分如颈缘、制备体的邻接面和整个制备体应完整、清晰。目前，多用藻酸盐印模材料，最好用硅橡胶印模材料或者二次印模。印模取完整后应采用人造石或超硬石膏灌制工作模型。这些材料颗粒细、硬度好，灌制出的模型准确，在制作蜡型时不至于断裂或破损。只要印模材料和模型材料好，在工作模型上完成蜡型成功率是很高的。20 世纪 80 年代后期至今基本上都采用的是间接法完成修复体，如现在的金瓷修复体均是在工作模型上完成的。同时这种方法可将修复体设计制作卡及工作模型交修复制作中心进行加工完成修复体。间接法的优点是大大地减少了患者的在椅位上的就诊时间，减少患者长时间张口的不适感，而且修复体的适合性也能达到临床要求。

5. *修复体的制作由手工操作向计算机机器制作发展* 修复体的制作从 19 世纪至 20 世纪末一直是采用手工制作，直到今天，制作的某些步骤仍必须采用手工操作。人的手工操作因经验的丰富与否和责任心的强弱，以及操作技术理论知识的了解和掌握的程度不同，会给修复的效果造成不同的影响。

(1)手工操作劳动强度大，如装盒、铸造、打磨等均需较大的力气才能完成，需消耗较大的体力。

(2)在制作修复体的过程中用眼过度，易造成操作技术人员的眼睛伤害。此外，除了用眼时间长之外，还有强光的照射，喷砂过程中粉尘对操作者眼睛的影响。

(3)材料中化学物质对人体的影响。临床上最常用的是塑料，其中包括热凝塑料及自凝塑料，这些材料中的单体(液体)气味刺鼻，对操作者的身体有一定影响。

(4)手工操作误差大。一件固定修复体完成后，往往需要医师在患者口腔进行试戴时做大量的调改工作，特别是当修复体的𬌗面过高，颈缘过长时。有时甚至无法使修复体就位，或者适合性差，还需要返工重做。这样给制作者、患者、医师均带来麻烦。

(5)手工操作较浪费材料，特别是初学者，就是多年工作的老技术员为了操作方便，往往多取一些材料，使用不完的材料，只有丢弃，造成浪费。手工操作所用材料不能定量的精确计算，故浪费是很难避免的。

随着科学技术的发展，信息时代的到来，计算机技术的开发应用，20 世纪 80 年代世界上已开始应用计算机设计和制作修复体。通过牙科医师与工程技术人员合作，研制出了计算机设计及制作系统(CAD/CAM 系统)，可通过人机对话，对修复体进行修改，使之达到符合临床的要求。随着计算机软硬件的发展和计算机制作所用材料的研制成功，现在计算机不仅可制作出精致的陶瓷嵌体、贴面、3/4 冠、全冠，而且还可以制作 3 单位固定桥和 6 单位固定桥。这些修复体生理功能好，生物相容性好，无毒、无刺激，而且色泽与天然牙相似，形态自然美观，同时制作修复体快速、准确、适合性和精度好，深受患者和医生喜爱。计算机制作的修复体不仅可用陶瓷材料制作，也可用钛及钛合金、贵金属、复合树脂加工，还可将钛、钛合金、贵金属制作成底层冠，上面再塑瓷，其精度和色泽较镍铬合金(非贵金属)优越。计算机设计和制作修复体是口腔修复技术的一大革命，是 21 世纪口腔修复学发展的方向，这一高新技术的开发应用使口腔修复学上了一个新层次、新台阶。目前，我国约有 5 家高校购置计算机设计和制作修复体的系统(Cerec 系统)并开展切削陶瓷材料的研制及开发应用。

计算机辅助设计和制作修复体具有以下优点。①质量好：CAD/CAM 系统设计和制作的修复体是按照正常的牙体解剖外形修整完成的，同时各部分可以量化，并由数控机加工完成，因此修复体质量好。②精度高、适合性好：修复体由计算机完成，其尺寸精度和适合性良好，修复体与制备体密合度及边缘长度等较适当。③节省材料：计算机可根据所设计的修复体的大小，提出所需加工材料的尺寸，不致造成材料的浪费。④节省人力：计算机设计和制作修复体仅需一人操作即可，因此大大的减少制作和辅助人员。⑤修复体完成时间快：计算机设计和制作若采用椅旁(Cerec 系统)完成修复体，则从牙体制备到将修复体粘结，一件全冠修复体仅需 3～4h。若在制作中心完成修复体，则需患者就诊两次，而患者在椅位上的时间大量缩短。这种修复技术更能适应 21 世纪人

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

们工作紧张，节奏快的需要。

二、牙列缺损固定修复的发展

牙列缺损的固定修复，主要是指当牙列中一个牙或多个牙缺失后，采用固定义齿（fixed prosthesis）进行修复，达到恢复缺失牙的解剖形态和生理功能的目的。这种修复体完成后，依靠固位体的固位作用及粘结剂（粘结剂）的粘结力，使固定义齿牢固地固定于患者口腔内的基牙上，因而不能由患者自行摘戴，所以称为固定义齿。固定义齿的基本结构与桥梁的基本结构相似，故又称为固定桥（fixed bridges）。

固定义齿有着悠久的发展历史，古代的固定义齿都极为简单粗糙。从古代墓穴中发掘出来的颌骨上，见有金、银、铜等金属丝将人牙或象牙、竹、木材等雕刻成人工牙，固定于相邻的天然牙上，这就是固定义齿的开端。例如在古埃及木乃伊口腔内发现有人工牙，这可能是腓尼基人，而不是埃及人，这是第一个牙桥结构。

在公元前500年在意大利西北部发现用木块刻成的牙桥标本。古代的牙科修复不仅用于替代失牙，而且还将松动的牙固定于较稳固的牙上，这就是后来牙周病松牙固定的开端。

在公元前400年到公元前300年的一具腓尼基人尸体的下颌骨上缺两个下前牙，将人工牙用金属丝结扎在缺牙两侧的余留牙上。

在我国历史文献中，也有用竹制牙修复失牙的记载。在我国西藏地区，发现有用牛骨雕刻成人工牙，拴结固定在相邻的天然牙上。Kerr 和 Rogers 研究发现在中国早有用象牙和骨做成人工牙，用铜丝或肠线结扎在邻牙上。此法以后还介绍到欧洲。1298年的《马可·波罗游记》中也曾报道："中国东南部的居民有用金箔包裹牙齿者"。

在1478年法国外科医师建议当人们的牙齿缺失时，可用另外人口腔中的牙或人工牙、牛牙来代替。

18～19世纪由于机械科学的发达，对自然现象，甚至于人体形态结构和生理过程，都试图用机械学观点和规律来解释，而忽略了机体本身的本质特征。这一时期的固定义齿也只着重于机械固位。19世纪中期最多用的方法是当牙冠缺损后，在根管内放一个桩来支持固定桥。当时的牙科医师还不了解这种机械固位的方法，将会造成基牙根尖病变。直至1897年 Kells 开始用X线协助诊断，从而知道了如果修复不当，可能产生病理改变。如基牙牙髓不完善的失活，可以产生严重的根尖周病理改变等。

19世纪末，固定义齿的设计，制作方法和制作使用的材料都有了新的进展，采用了双端固定桥和半固定桥等。1868～1890年 Harris 对难以获得良好固位的固定桥，主张采用全冠或桩冠作为固定桥的固位体，并使用带瓷面的桩冠作为前牙固位体。

自从20世纪 Taggart 将铸造法运用于口腔修复工作以后，固定义齿开始采用铸造多面嵌体、部分冠、全冠作为固定义齿的固位体。这样既可以重建基牙的解剖形态和生理功能，又可以保持牙髓的活力，更有利于基牙的健康，还可以使固位体的边缘与基牙制备体密合，从而大大减少了固定修复所造成的牙周病和根尖周病变。

20世纪初，塑料工业逐渐发展。白色塑料与天然牙色协调，操作简便。在20世纪30年代后期采用甲基丙烯酸甲酯制作固定桥。

20世纪50年代初期，瓷熔附金属修复体研制成功，将金属与陶瓷结合，克服了陶瓷的脆性，提高了固定修复的质量。20世纪70年代又采用复合树脂制作固定桥。

1973年 Roberts 设计了弹簧式固定桥，认为采用这种固定桥更有利于前牙的美观，又不损伤邻牙的牙周组织。

1978年 Mocentee 研究了固定桥对口腔组织的影响。

随着社会的进步，科学技术的不断发展，各学科之间不断地相互交叉渗透。新兴的生物医学工程学、生物力学、生物微生态学已渗透到口腔医学领域，促进了口腔固定修复学的迅速发展。近年来，国内外不少学者，从生物力学方面对固定义齿进行深入研究，力求使固定义齿的设计符合生物力学原则，从而提高固定义齿的修复效果和使用寿命。近年来口腔修复的新材料、新技术、新设备、新观点、新理论的创新，使口腔固定修复学得到蓬勃的发展。

固定修复材料对口腔固定修复非常重要，有

了优质的修复材料才能制作出高质量的修复体。固定修复材料从最早的铜合金、银合金发展到镍铬合金、钴铬合金、金合金、钛及钛合金和贵金属金钯、银钯等合金，从塑料发展到陶瓷，从玻璃陶瓷、压铸陶瓷发展到切削陶瓷、纳米陶瓷。陶瓷的韧性及强度大大增加，断裂韧性达到 4MPa·m²，弯曲强度达到 400MPa，可用于口腔固定修复，推动了口腔固定修复的发展。同时用于固定修复的粘结材料研制和开发也得到了发展，为固定修复提供了粘结性高的粘结材料，为疑难病案的固定修复创造了条件，为患者保留了更多的天然牙及残冠和残根的牙。

固定义齿的设计，在早期单纯强调提高修复体的固位力，而对修复体与人机体的生理状况和修复的设计力学问题，未加以重视。因此，修复的效果并不理想，修复体易失败。一个成功的、理想的固定修复体，必须符合生理学和生物力学的观点。这样制作的修复体不仅恢复了患者的生理功能，牙列及口腔器官的完整性、美观性，而且还保护了口腔软、硬组织和基牙的健康。这就要求修复医师要勤学刻苦钻研，了解和掌握与固定修复有关的各学科的知识。

固定修复技术是制作固定义齿使用的技术和方法，先进的技术，高新的技术，精湛的技术是制作完成高质量的，精致美观的修复体的关键。各种修复材料必须有与之相应的配套的修复技术，材料的不同修复技术也各异。如薄的钢片，要制作成固定修复体是通过锤打成形，要求修复材料具有一定的机械性能、操作性能，若材料性能不符合要求，强度高、过硬不易成形，强度低、过软易变形。又如失蜡铸造技术，要求铸造用的合金，必须具有一定的熔点和机械性能，熔融后有良好流动性，同时所用的蜡料及包埋料应具有一定的可操作性和膨胀性，以补偿金属铸造后的收缩，使完成的固定修复体，能顺利的就位，并有良好的适合性。近年来开发出钛及钛合金新材料，并研制开发出与之配套的铸钛设备和相应的包埋料，为了将钛合金应用于临床，随后又开发出铸钛的包埋技术及铸造技术。因此，作者认为有了新材料，必须有与之相配套的设备及制作修复体的技术，否则新材料再好也无法应用，就失去了开发研制的意义。

此外，新的金瓷固定修复体，兼有陶瓷的美观效果和金属强度高坚固耐用的效果，但二者的结合是个问题，其结合的原理尚不清楚，如何增强两种材料的结合，一直是学者们研究的重要课题。虽然金瓷修复体至今为口腔修复领域的主要修复体，两者的结合问题和修复体颈缘灰线的存在，将使其逐渐被陶瓷（全瓷）修复体所取代。此外，全瓷修复目前有渗透陶瓷修复技术及 CAD/CAM 修复技术，还有进口全套的铸瓷材料和铸瓷技术。上述修复技术多为先制作强度高的底瓷或固定义齿支架，然后再塑瓷，完成整个陶瓷固定义齿修复体。

CAD/CAM 修复技术是由计算机辅助设计和制作的修复体，这种技术在早期并无理想的修复材料，开始是采用 Dicor 铸造陶瓷材料进行 CAD/CAM 机加工后制成修复体。由于临床应用后，陶瓷修复体有脆性、易折裂，故对 CAD/CAM 专用切削陶瓷材料进行研制，提高其强度和韧性，以满足临床应用。

种植技术的研究成功，扩展了固定义齿修复的适应证，原来不能进行固定义齿修复的一些病例，现在可以得到修复。可利用种植体作为基桩，为固定义齿提供良好的支持。

焊接技术是早期固定义齿修复的固位体、桥体相连接的关键性技术，最早的焊接为锡焊，银焊，由手工操作误差大，易失败，现已发展到激光焊接，即准确，又快速，而且焊接牢固不易失败。

粘结技术是固定义齿完成的最终步骤，这一步骤是至关重要的，即使修复体设计制作的很理想，若粘结不成功也会前功尽弃。随着粘结材料的种类组成结构的不同，粘结技术也不同。粘结技术包括界面处理技术及处理用的偶联剂也有差异，一般应根据粘结材料和修复体所用材料而定。

总之，修复材料、修复技术，以及各有关学科的发展均促进了固定义齿修复的发展。而且其发展模式也发生了改变，从单纯的生物学诊治，转变为生物-心理-社会医学模式，口腔修复医师应研究社会，研究患者心理学，更应注意对口腔修复的美学及人体自然美的追求。

（赵云凤　周　皓）

参 考 文 献

1 王翰章．中华口腔科学．北京：人民卫生出版社，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2001:1549
2 康　白．微生态学．大连:大连出版社,1988:114—119
3 赵云凤．口腔生物力学．北京:北京医科大学中国协和医科大学联合出版社,1996:4,50—60
4 赵云凤．口腔修复技术与工艺学．成都:四川大学出版社,2001:17—33
5 Tylman SD. Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics(bridge). 6th ed, St Louis: The CV Mosby Co, 1970:1—4

第2章 Chapter 固定修复前的检查

患者通常因口腔中牙齿折裂、牙齿疼痛或牙齿缺失到口腔医院就诊。患者的牙齿病变可能是各种各样的，有的牙齿无明显缺损，但牙齿颜色不正常，如四环素牙、釉质发育不全的牙、氟斑牙等；有的为先天畸形牙，或牙齿之间出现间隙；有的牙齿排列不整齐等，这些均会影响患者的工作及生活。

固定修复前应对初诊患者做全面地、细致地检查，然后才能进行治疗及修复。固定修复前检查的目的主要有以下几方面：

(1)了解患者来院就诊要求解决什么问题，有什么具体要求。

(2)了解患者有无全身疾病，目前的身体状况是否可承受固定修复治疗的麻醉及手术。

(3)了解患者的口腔情况，应侧重检查与口腔修复有关的部分，如牙齿形态、牙体缺损的情况，根周健康状况，牙缺失部位，基牙情况，上下颌的牙齿排列及殆关系等。

(4)医师在与患者的接触交谈中，应使患者感觉到医师认真的工作态度，及高尚的道德修养和较高的医疗水平。使患者对医师的诊治充满信心。

(5)了解患者可能选择哪类治疗及修复方案。

总之，为了对患者做出正确的诊断和全面的、合理的治疗计划和修复设计，必须通过认真地、全面地、细致地检查，才能获得患者全部的资料(信息)，了解患者全身的、口腔的各种情况。通过检查做出诊断及治疗计划，计算出所需费用，做好记录。所有情况、内容都应让患者清楚地了解，以便取得患者的理解和支持。

对于难度大，病情复杂，易出现并发症的修复治疗，必要时需患者签字确认。有可能出现的问题和失败情况，也都应告诉患者，以减少和避免医疗纠纷的发生。

第一节 一般检查

临床上接触初诊患者时，在进行检查前，应先作大体的观察，以了解患者的一般健康情况，如患者的意识和精神状态是否正常，体格发育、营养状态是否良好等。若发现异常情况，如精神不振、痛苦表情、身体瘦弱等，可能与口腔治疗，以及口腔器官发育有关，则应更加详细检查全身及口腔情况。一般检查包括全身检查及颌面部检查。

一、全身检查

口腔专业医师常常把注意力集中在患者的口腔情况的检查，而对患者的全身情况没有给予足够的重视。有时会出现拔牙出血不止，或治疗过程中引起心脏病的发作，以及对某些药物发生过敏等情况。因此，必须重视患者的全身情况，特别是全身病史。

在了解和收集全身疾病情况时，应特别注意与口腔治疗安全性有关的内容，如心脏病、风湿病、免疫系统疾病、高血压、过敏等，以及目前正在接受治疗的全身疾病、既往住院史、严重疾病史等。

(一)全身检查

1. 呼吸系统疾病，如哮喘、结核、肺气肿等。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 过敏。食用鱼虾有无不适或异常，药物使用（青霉素、阿司匹林、局部麻药）有无不适或异常。

3. 心脏杂音、心律失常、心慌、胸痛、心绞痛。

4. 风湿热。

5. 抽搐或癫痫。

6. 出血或紫癜。

7. 肝炎。

8. 血友病、艾滋病。

9. 怀孕、妊娠性疾病。

10. 肿瘤、白血病，是否做过放疗、化疗。

以上疾病均与口腔治疗修复有密切关系，最好使用问卷表格，让患者填"是"或"否"。若有药物过敏或其他情况，应非常醒目地记录在患者病历上，用红笔书写，或贴特殊标记。

（二）主诉、现病史、既往史、家族史

根据上述初步的大体观察，应着重询问患者的主诉、现病史、既往史、家族史。询问时医师态度应和蔼亲切，语言通俗，重点明确。

1. *主诉* 主诉是患者就诊的主要原因和迫切需要解决的问题。主诉的内容常常是患者的感觉，如疼痛、冷热痛、肿胀、食物嵌塞、嚼不烂食物、发音不清楚、口臭等，影响咀嚼功能及美观，甚至于不愿参加社交活动。这可能是由于牙齿龋坏、牙周病、牙折裂、牙缺失、牙齿变色、牙齿形态异常等造成的，医师根据主诉可进一步询问与主诉有关的问题，为下面即将进行的口腔情况检查奠定基础。

2. *现病史* 现病史是指开始发病时间、产生原因、发展过程、曾经治疗情况、检查结果等。现病史包括全身疾病及口腔疾病。现代口腔修复，特别是固定修复，涉及的范围广，操作复杂，所需时间长，例如全颌固定修复、复合固定义齿修复、固定-可摘联合修复等治疗过程长，需要患者有一定的耐受能力。活髓牙的固定修复牙体制备，必须使用局部麻醉，要求医师注意了解患者的全身情况，如是否患有心血管疾病，免疫系统疾病，是否正在进行全身性疾病治疗，治疗情况如何等。

患者若因牙折来院治疗，则应了解牙折原因，牙折至今有多长时间，有何不适，做过何种治疗，效果如何等。

3. *既往史* 在询问既往史时，应侧重了解与主诉有关的问题，如牙列部分缺失，则应了解牙齿是自行脱落还是拔除的，拔除原因是龋坏或是牙松动，拔牙时用何麻药是否过敏等。对于女性患者，还应了解月经、妊娠及妇科疾病情况。若牙列缺损已做修复治疗，应了解是何种修复体，修复效果如何。

并了解患者是否有传染病史，如乙肝、艾滋病、梅毒等。传染病患者在口腔治疗时应采取适当措施预防避免医务人员及其他患者交叉感染。

4. *家族史* 对于某些与遗传有关的口腔疾病，可通过询问家族史了解。如牙周病是可以遗传的，常造成青少年期产生口腔牙周病，出现个别牙齿或多数牙齿松动，牙槽骨吸收，咀嚼功能下降。此外患者若有牙颌畸形、牙齿排列错乱、殆关系紊乱等情况，不但影响美观及发育，而且还影响咀嚼功能。凡发现有上述情况者，应询问患者其家庭成员有无类似疾病，以供诊断。

二、颌面部检查

颌面部的检查主要是检查颌面部外形、下颌运动、颞下颌关节等的情况，应首先检查与主诉有关的部分，再检查其他部分。

（一）颌面部外形检查

通过视诊仔细观察颌面部的外形及特征。

着重检查面部皮肤颜色，发育情况，上下左右各部分比例关系是否协调，有无不对称情况，有无面部畸形，面下部三分之一的高度是否在正常生理范围之内，有无过高过低的现象。面部是否一侧丰满，有无口角偏斜，鼻唇沟是否清晰对称，有无开唇露齿现象。观察患者侧面轮廓，属于何种面型，是直面型，凹面型、或是凸面型，有无颌骨前突或后缩现象。口唇的外形，唇部是否松弛，松弛程度，上下前牙位置与口唇的关系。

（二）颞下颌关节检查

1. *颞下颌关节的活动度* 用手指触摸颞下颌关节区，检查双侧髁突的活动情况，注意双侧髁突活动的对称性，有无疼痛，疼痛的部位、性质、触发区等。

2. *颞下颌关节弹响* 让患者做开闭口运动，检查此时颞下颌关节是否发出弹响声，若有应了解弹响性质，出现在哪个阶段，是否伴有疼痛。

3. *开口度与开口型*

（1）开口度：指患者大张口时，上下切牙切缘

间的垂直距离，可用双脚规或游尺测量。正常张口为 3.7～4.5cm，如超过 4.5cm 为开口度过大，如不足 3.7cm 为开口度轻度受限，如完全不能开口，为开口受限。

（2）开口型：指开口时的口型，指开口时下颌有无偏斜或偏摆现象，正常开口型是直的，如果一侧翼外肌功能受抑制，则下颌颏部偏向患侧，即下颌运动受限制侧。

（三）下颌运动

一般下颌运动，有前伸运动和侧向运动两种，正常人前伸运动时，下切牙能超过上切牙的前方，并呈直线向前运动。如果下颌不能前伸或前伸范围很小，表示两侧翼外肌功能受抑制或消失。当下颌侧向运动时，向两侧的运动范围基本相等。如侧向运动的幅度变小或不对称，表示受限侧翼外肌功能受抑制。

（四）咀嚼肌检查

对咬肌和颞肌进行扪诊检查，检查各肌群有无压痛，压痛点的部位。嘱患者紧咬牙，检查肌肉收缩的强度，同时检查左右两侧的强度是否对称，确定是否因𬌗干扰而引起咀嚼肌功能紊乱。如发现有问题，应对有关方面作进一步检查。

第二节 口腔检查

口腔检查包括牙齿、牙列、颌骨、牙周组织、黏膜组织等软、硬组织，以及𬌗关系等生理功能的检查。

一、牙齿、牙列、颌骨的检查

（一）牙齿

1. *牙齿的形态* 牙齿形态有无异常，如形态过小或过大，有的患者前牙宽而长，有无融合牙、畸形牙（锥形牙）、畸形中央尖牙（多见于前磨牙）。牙齿是否完整，有无缺损，或折裂。

2. *牙齿色泽* 牙齿颜色的异常，说明牙齿有病变，正常牙色是光洁、白色、有一定透明度的。斑釉牙、钙化不良牙、四环素牙、氟斑牙（因水中或煤中含氟造成）为褐色、牙面无光泽、不透明的牙齿颜色异常影响患者的美观，同时变色牙的牙质较差，易产生病变。

3. *牙齿数目* 牙齿数目多少，有无异常是修复医师必须了解的。如先天牙缺失，多见于上颌侧切牙；有无多生牙，多见于上颌两中切牙之间；有无阻生牙，有某些恒牙因乳牙滞留，而阻生在颌骨内，或因恒牙位置错乱，而无法萌出，也可能因牙胚移位或颌骨疾病造成牙齿阻生。在固定修复中牙齿数目的正常与否，直接影响到医师的修复设计，必须认真检查。

4. *牙齿位置* 每个牙齿在牙列内均有正常的位置，并有一定的排列方向，才能使每个牙齿发挥出各自应有的功能。但在口腔临床上常发现牙齿位置异常，例如牙齿因各种原因出现唇向、颊向、舌向错位，或者牙齿向近中、远中错位，甚至于错位于𬌗平面上（高位），𬌗平面下（低位），还有两个牙齿易位，即相邻的两个牙齿交换位置，以及牙齿在本身应在的位置发生旋转（转位），转位有转 90°，也有转 45°或 180°的，等等很多种情况。

5. *磨损* 牙齿𬌗面有无磨损情况，牙本质是否暴露，有无探痛及自发性不适，或对冷热酸甜过敏或不适，牙齿𬌗面边缘有无明显的尖锐边缘嵴。牙冠颈缘有无因刷牙而形成的楔状缺损，有无不适感。

6. *龋坏* 牙齿𬌗面、邻面、颊、舌面有无龋洞，𬌗面发育沟内有无隐藏的发黑的小龋洞。均应仔细用探针检查，特别是牙齿邻面有龋坏不易被发现，可与病史结合检查。若龋洞已治疗充填，应检查是何充填材料，材料种类，以及充填物是否与牙齿密合等。

7. *萌出情况* 若为儿童或年轻患者，应注意牙齿有无早萌情况，牙过早萌出，因牙根未完全形成，萌出的牙齿易产生松动，易脱落；牙齿萌出过晚，其他牙齿已萌出，易将晚萌牙的空间位置占据，待晚萌的牙萌出时因无空间而错位萌出。此外有无滞留牙，多见于乳牙，往往因无恒牙胚或是恒牙错位萌出形成乳牙滞留。

8. *牙隐裂* 牙隐裂不易诊断，只有早发现早治疗才能保存患牙。

（1）咬诊法：牙隐裂一般不易检查出来，可用咬物法诊断，可将小棉球或小棉签头放在怀疑有隐裂牙的𬌗面，嘱患者咬合，若有隐裂，则患牙产

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

生疼痛，因咬合时有隐裂的牙殆面受外力使折线分离，故出现疼痛。但应与牙本质过敏、急性根尖周炎的咬合痛加以区别。

(2)染色法：用2%碘酊或1%甲紫液涂于患牙殆面，再用75%乙醇棉球将殆面擦干。乙醇只能擦去患牙表面的染料，而折线内的染料仍然存在，且更加明显。根据染色情况，即可诊断有无牙裂。

(3)折裂部位：在牙齿的殆面(前磨牙、磨牙)有近中和远中沟、颊沟及舌沟，检查时应注意不要把这些沟当作隐裂纹，隐裂纹必须横过牙齿殆面的边缘嵴，才能算隐裂。

总之，牙齿的隐裂应综合临床检查和患者临床的症状，以及牙隐裂发生的原因，如咬硬物的病史，最后作出判断。然后根据隐裂深度长度确定治疗计划，必要时可照X线片。

9. *修复体* 牙体上有无修复体，修复体目前的功能如何，与牙体的密合情况，殆关系是否良好；外形是否完整，殆面有无穿孔，有无高点及殆创伤；修复体与龈缘的关系是否正常，龈缘是否有炎症；邻接关系是否正常，有无食物嵌塞，修复体用何材料制作，使用多长时间，是否需要重新制作。

10. *口腔卫生情况* 牙齿上牙垢情况，软、硬牙垢的附着面积，患者的口腔卫生习惯如何，每天刷牙次数，刷牙方法，用何种牙刷及牙膏等。是否定期做全口洁牙，多长时间做一次。

(二)牙列

牙齿在颌骨上根据各牙的形态功能有序地排列成弓形，称为牙列或牙弓。弓形的形状最符合力学的原则，各牙齿相互依靠，相互支持，各自行使其应有的功能。通过上下牙齿的接触、切碎、研磨将食物磨碎而吞咽，保障食物和营养的摄入。

1. *牙列的形态* 牙列因类似弓形，故又称为牙弓。牙列因排列于颌骨上，因此随着颌骨形态的不同，牙列形态有所不同，有方型牙弓、圆型牙弓、方圆(椭圆)型、尖型牙弓等。

2. *牙列的大小* 牙列的唇颊侧为唇肌和颊肌，牙列的舌侧为舌体(由舌肌组成)，唇颊肌与舌肌维持着牙列(牙弓)的正常形状和大小。牙列的大小决定于颌骨的大小及各种牙齿形态的大小，若颌骨发育正常，而牙体过小，则上下牙齿在颌骨上的排列会出现牙齿之间的间隙，对口腔功能产生一定影响；若牙体过大，颌骨正常或较小，则会出现牙列拥挤或错位，易产生食物嵌塞，并影响美观及发音。

3. *牙列中有无牙缺失* 牙列中的牙齿是一个个紧密接触的，若有1个牙或数个牙缺失，则缺隙两侧的牙会逐渐向缺牙的间隙处倾斜移位，相对地牙也会向间隙内伸长，时间久了，将会造成殆关系错乱，影响咀嚼功能。在做固定修复前，应特别注意基牙有无倾斜移位情况。

4. *残根* 在牙列中有无残根，残根的数目，分布位置，残根是否松动，是前牙残根或后牙残根，残根在龈上或龈缘以下，都应仔细检查。并应用X线片检查残根的牙周情况，以决定其去留。

5. *殆关系* 上下牙列排成弓形，上下牙弓是相互对称协调的，上下前牙、尖牙、前磨牙、磨牙均有一定的对应关系，均为尖窝接触关系，这样才能将食物咀嚼碎，进行吞咽。正常的殆关系，上下牙弓中线是一致的，第一磨牙是中性殆关系，前牙的覆殆与覆盖是在正常范围内的，前伸运动、侧运动是无殆干扰的。

(三)颌骨

检查上下颌骨是否发育正常，上下颌骨关系是否协调，有无上颌骨前突或发育受抑制现象，或下颌骨后退或前突现象。牙槽骨有无明显吸收情况，有无牙槽骨过突增生情况，下颌双侧舌隆凸是否明显突出，范围大小，是否尖锐或平坦。若牙列中有牙齿缺失，拔牙创的愈合情况如何，有无影响修复的骨尖、骨突等情况。

二、口腔软组织检查

口腔软组织检查包括系带、舌、黏膜、扁桃体、牙周、唾液等内容，以上内容均与固定修复治疗和设计有密切关系，均应认真检查。

(一)系带

检查唇、颊、舌系带的数目，各系带的附着情况，是否有些系带附着过低，特别是在缺牙区，若有系带附着在牙槽嵴顶部，将给修复造成困难，影响修复效果。

(二)舌

检查舌体的大小、形态、活动度及功能情况，一般舌是位于牙弓之内，受上下牙弓的约束，当牙

齿缺失，舌体失去约束，舌会发生变化，一般舌体会变大。

（三）黏膜

口腔黏膜的形态和结构，因所在的部位及功能的不同有所不同，硬腭黏膜和牙龈黏膜在咀嚼过程中经常受摩擦，有角化层；舌背黏膜与味觉感受和咀嚼有关，形成特殊的结构如味蕾及乳头；其余部位的黏膜主要起衬覆作用，结构疏松，无角化层。重点检查口腔黏膜色泽是否正常，有无炎症、溃疡及瘢痕存在，以及黏膜厚度、移动性、韧性等情况。有无黏膜疾病，如白斑、白色水肿、溃疡等。

（四）扁桃体

检查咽部是否正常，扁桃体是否过大，有无炎症。

（五）唾液

唾液是口腔腮腺、颌下腺、舌下腺和众多小唾液腺分泌的混合液。唾液一般为泡沫状，稍浑浊，微呈乳白色的黏稠液体，其中主要为水分，固体物质极少，正常人每天的唾液分泌量为 1 000～1 500ml。唾液的分泌量并不恒定，常因情绪、气候变化和年龄的增加而有所不同。受食物、药物、健康状况等多种因素的影响。如精神紧张、心理恐惧，则可抑制唾液的分泌；季节寒冷，则分泌量较多；气候炎热，由于出汗，唾液分泌量较少；有些疾病也可抑制唾液的分泌，出现口干症。有时患者有唾液分泌量过少或者唾液过于黏稠。唾液是维持口腔健康的重要体液，有润滑作用、冲洗作用、浸湿作用、中和作用、抗菌作用，对口腔起着生理性保护作用，唾液与口腔修复有密切关系，应认真检查口腔唾液的情况，并详细了解相关的全身疾病情况。

（六）牙周

牙周主要由牙龈、牙周膜、牙槽骨构成。牙齿是固定在牙周组织内的，牙齿的稳定和牢固与牙周有密切关系，特别是固定修复体，完全靠基牙牙周组织支撑和传递𬌗力，牙周一旦出现问题，则基牙失去支持，必将造成修复失败。

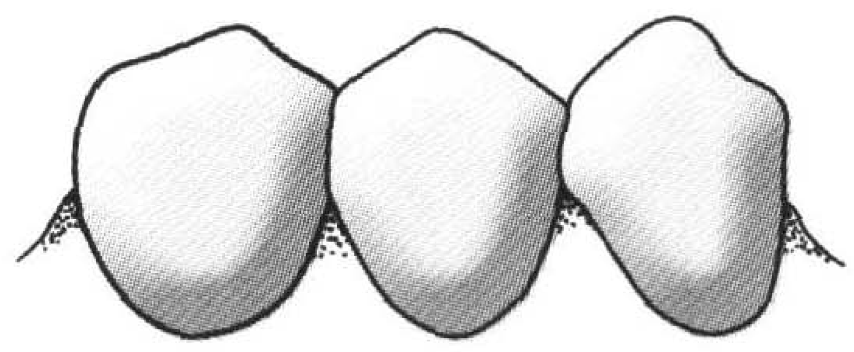
1. *牙石的检查*　牙石是沉积于牙面或修复体表面的钙化或正在钙化的牙菌斑及软垢，由唾液或龈沟液中的钙盐逐渐沉积而成，形成后不易除去。牙石根据其沉积的部位，以龈缘为界，分为龈上牙石和龈下牙石。龈上牙石位于牙面和龈沟处；龈下牙石附着于龈沟或牙周袋内的根面。

牙石是牙菌斑矿化而成，表面粗糙的牙石为牙菌斑的继续积聚提供了良好的条件。龈下牙石表面的牙菌斑，可促进龈沟液的分泌增加，牙石量与牙龈炎症之间呈正相关。而牙菌斑与牙龈炎关系更为密切，牙石坚硬对牙龈有机械刺激作用。牙石多易附着大量的细菌毒素，易产生牙龈出血，加深牙周袋，促使牙槽骨吸收，是导致牙周病的重要因素。应采取清除牙石的措施，保持口腔的卫生。

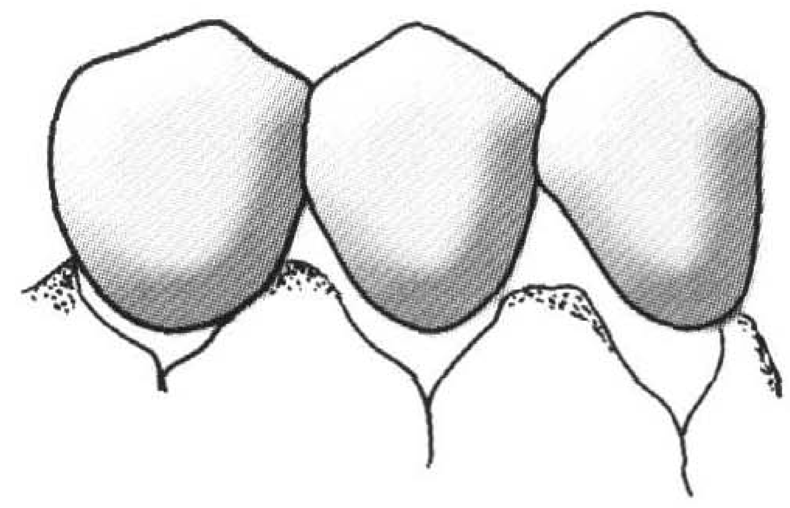
2. *牙龈检查*

（1）颜色：牙龈正常颜色为珊瑚红，当患贫血时可使红色变浅，当发生炎症、红细胞增多症时，则牙龈色变深红或暗红。

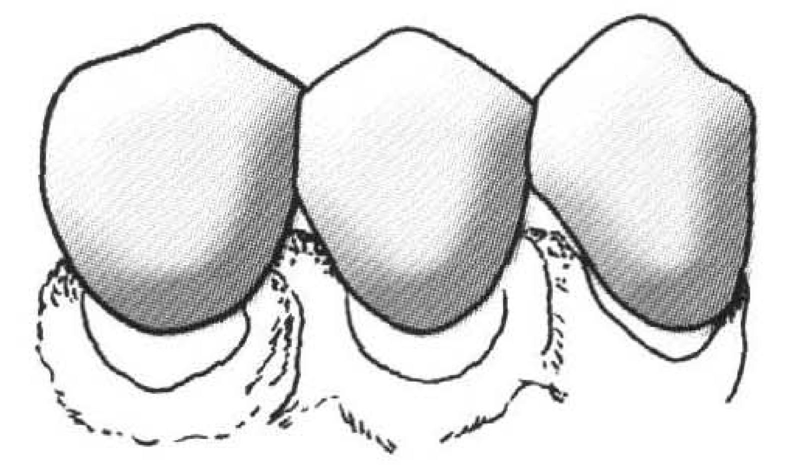
（2）龈缘：正常的龈缘是刀边状，异常时易出现龈裂或缘突（图 2-1）。



A



B



C

图 2-1　龈缘异常

A. 正常；B. 龈裂；C. 缘突

（3）表面结构：龈表面应是点采状，若呈异常状态则表面变光滑或粗糙。

（4）张力：牙龈张力正常时，表面坚实，张力异常时，可出现水肿，或纤维化。

（5）牙间乳头：正常的牙间乳头是呈扇边形，异常时，可出现退缩，或增生肥大等（图 2-2）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

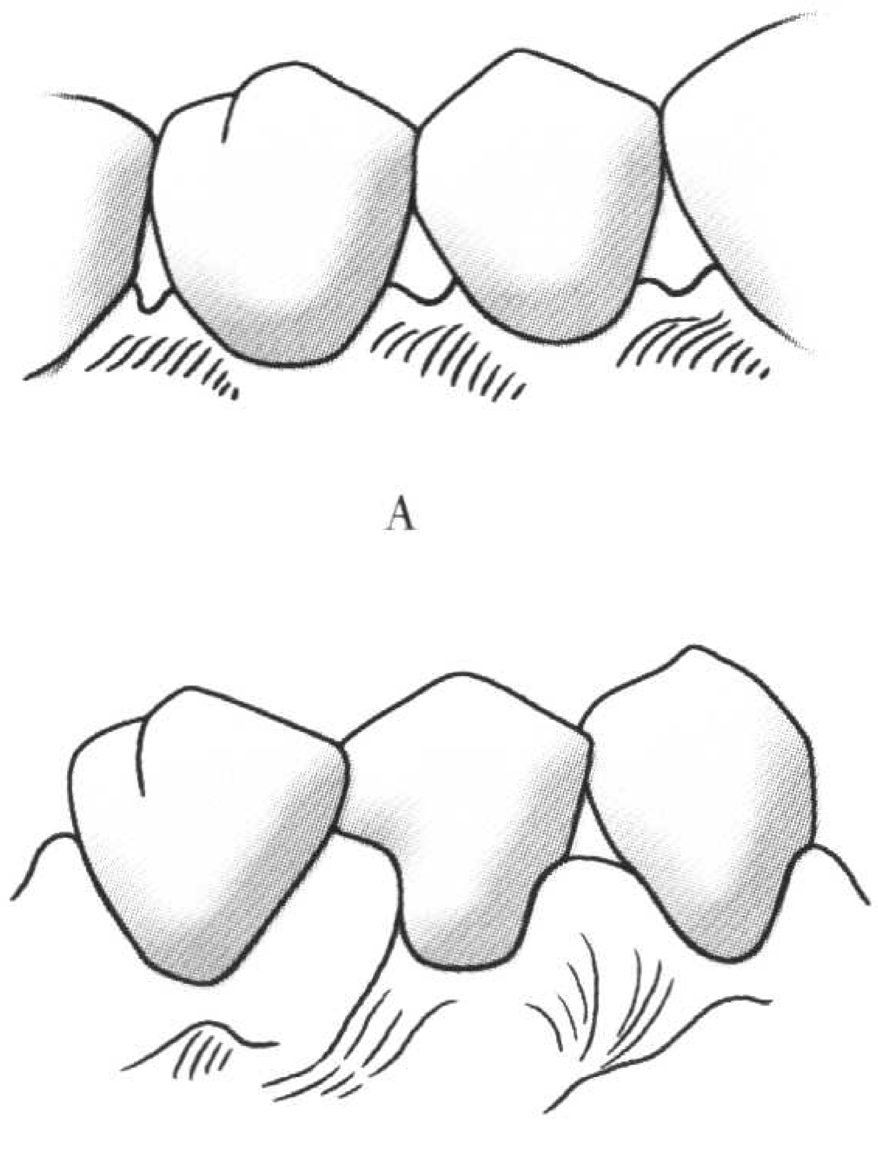


图 2-2　牙间乳头异常

A. 乳头退缩；B. 乳头增生肥大

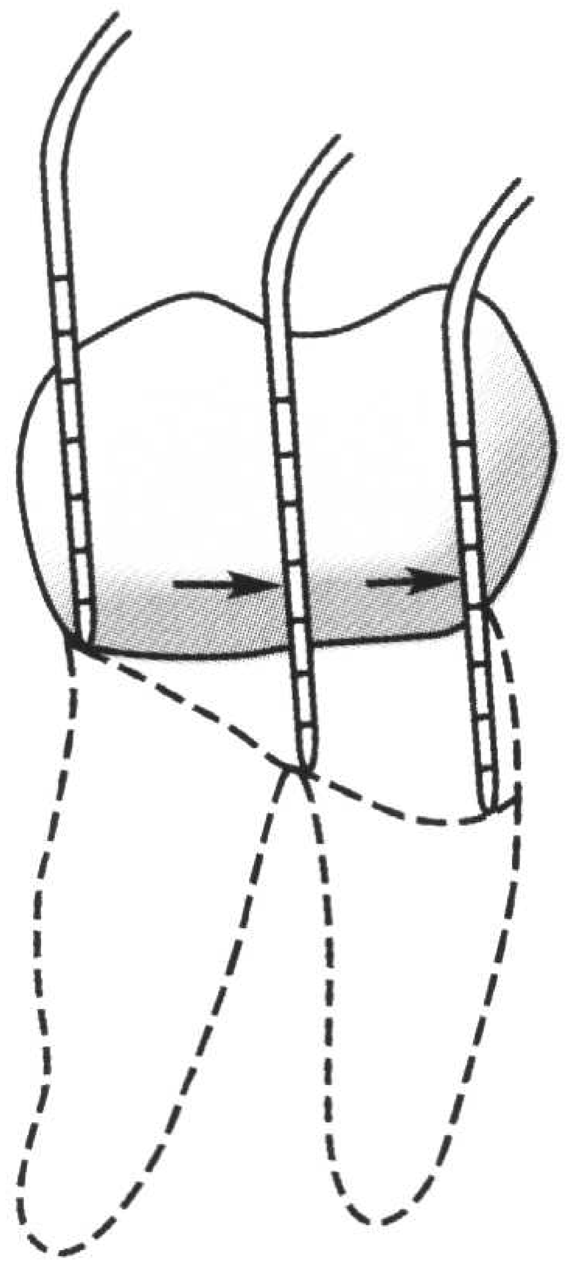


图 2-3　牙周袋深度探测

(6)龈沟：挤压龈沟看是否有渗出液或脓液溢出。

(7)瘘管：在唇、颊侧龈黏膜上，有时出现瘘管，用探针探之，可见小孔，或流出分泌物。这可能是因牙髓病变发展，进一步破坏了牙槽骨所致。

3. 牙周检查

(1)牙周袋深度：顺牙齿长轴方向，将牙周探针置入袋内，并沿牙面移动，分别记录颊侧、舌侧、近中侧、远中侧牙周袋深度及形状(图 2-3)。

(2)根分叉损害：用特制的探针检查根分叉是否有损害。

(3)根尖损害：用叩诊法检查牙齿根尖有无病变，正常时，则叩诊无痛，有病变时叩诊产生疼痛。

4. 牙齿松动度的检查　牙周发生病变，产生牙周袋，牙槽骨吸收，则牙齿因失去牙周膜、牙槽骨的支持而出现松动。一般来说，牙槽骨吸收得越多，牙齿松动度越大，但也有例外者，如上颌第一磨牙，因有三个牙根，当牙槽骨吸收至根尖 1/3 处时，仍较稳固，而无明显松动。但单根牙，当牙槽骨吸收较少时，却出现明显的牙松动。

牙齿动度一般可用口腔专用镊子检查，也可用牙动度测量仪定量测量。

(1)镊子检查法：以牙齿松动的方向判定。

一度松动：只有唇舌向或颊舌向松动者。

二度松动：唇(颊)舌向及近远中均松动者。

三度松动：唇(颊)舌向、近远中向松动，并有垂直向松动者。

(2)牙齿松动度测量仪测量法

一度松动：松动幅度不超过 1mm。

二度松动：松动幅度不超过 1～2mm。

三度松动：松动幅度大于 2mm。

在进行口腔固定修复之前，首先对牙髓病、牙周病做彻底地有效地治疗及控制。

第三节　特殊检查及病历记录

一、特殊检查

特殊检查是指采用特制仪器和特殊方法，对口腔情况和颌面部情况进行全面细致的检查，帮助医师判断临床检查及确定治疗计划的另一种手段。

(一)牙髓活力的检测

口腔临床日常诊疗工作中基本的检查诊断方法，主要是医师借助基本的诊疗器械，如口镜、镊子和探针等来完成的。但对某些可疑患牙还需做一些选择性或者针对性的临床检查，以协助诊断和拟定治疗计划。

牙髓活力检测是针对临床上发现可疑的患牙，医师考虑患牙牙髓的活力有问题，如牙色灰暗或其他现象，此时，则需要进行牙髓活力测验。

牙髓活力检测的方法如下：

1. *牙髓活力冷热测验法*　由于牙的牙髓对冷、热刺激有一定程度的反应，故可以采用冷、热刺激反应来检查牙髓状态。正常牙髓对冷、热刺激有一定的耐受阈值，对 20～50℃的水无明显反应，10～20℃冷水和 50～60℃的热水很少引起疼痛，因此，应以低于 10℃，高于 60℃的温度刺激，才能使牙髓产生明显的反应。当牙髓有病变时，牙髓的耐受阈发生变化，对冷、热刺激可表现为迟钝或敏感，甚至可无反应。

首先，在做冷、热测试之前，应向患者说明测试的目的和可能出现的感觉，并请患者在有感觉时举手示意。当患者举手时，医师应迅速移开刺激源。其次，在测验开始前应先将要测验的牙齿区域隔湿，用棉球擦干牙面，也可放吸唾器，第三，在测验可疑患牙之前应先测邻近的 1～2 个正常牙，一方面是作为对照，另方面是让患者体验测试时的感受，以减轻患者的紧张和不安情绪。

(1)冷试法：可选用冷水、小冰棒、雪、氯乙烷、乙醇棉球等作为冷刺激源，应因季节、气候的不同而适当选用。

若用冷水进行测验，应从可疑患牙的后面牙齿开始，依次向前面进行，以免干扰对患牙的判断。若用小冰块或冰棒，方法同上，但应注意融化的冰水不可接触牙龈，以免导致假阳性反应。

若用氯乙烷进行测试，则用镊子夹持一小棉球，将氯乙烷喷于其上，挤去多余的液体。迅速将氯乙烷小棉球置于待测牙唇(颊)颈 1/3 区，或者中 1/3 处，紧贴数秒钟，观察患者反应。

(2)热试法：常用的热试法刺激源有热牙胶、热水，或者加热的金属器械。若口腔中可疑患牙为金属全冠修复体，也可用热水进行。

临床上最常采用的热试法为热牙胶法，这种方法简便易行。此种方法操作如下：①在待测牙上涂一薄层凡士林，避免牙胶粘于牙面上；②将牙胶棒的一端在酒精灯上烤软，但不宜过软，此时温度约为 65℃。此外，也可将烤热的牙胶置于粘结剂的充填器上，再烤热；③立即将加热的牙胶置于待测的牙齿唇(颊)面的颈 1/3 或中 1/3 处，观察患者的反应。

(3)冷、热测试法患牙反应的临床意义：患者接受牙髓的冷热测验后有不同的反应，这些反应对医师判断牙髓的状况有重要的参考价值。①测试时出现短暂的轻度或中度不适或疼痛，表示牙髓情况正常；②测验时产生疼痛，但刺激去除后疼痛消失，表明有可复性牙髓炎的存在；③疼痛反应在去除刺激源后仍持续一定时间，表示牙髓存在着不可复性炎症，但急性牙髓炎则表现为快速和剧烈疼痛，慢性牙髓炎表现为迟缓而不严重的疼痛；④无反应，则表示牙髓已坏死，但也有假阴性反应，如牙髓过度钙化，根尖未完全形成，或因外伤检查前患者用过止痛药或麻醉剂等。

2. *牙髓活力电测验法*　牙髓活力电测验法是采用牙髓活力电测验器来检测牙髓神经对电刺激的反应，协助判断牙髓的状况，有助于固定修复治疗和设计的确定。

牙髓电测验器种类较多，使用前应认真阅读该产品说明书，熟练并掌握仪器的性能及其具体操作方法。其常规使用方法如下：

(1)采用电测验法之前，先向患者说明进行电测的目的，以消除患者的紧张情绪，并取得患者的合作，嘱患者当牙齿出现“麻刺感”时，举手示意。

(2)将待测牙隔湿，吹干牙面，并放置吸唾器，若患牙牙颈部有牙结石存在，须洁治干净。

(3)在电测验器的探头上涂一层牙膏作为电流导体。

(4)将探头放在牙齿唇(颊)面中 1/3 处，也有学者主张探头放在牙齿颈 1/3 处，因该处釉质较薄，更接近牙本质。但探头不能接触牙龈，以免出现假阳性结果(图 2-4)。

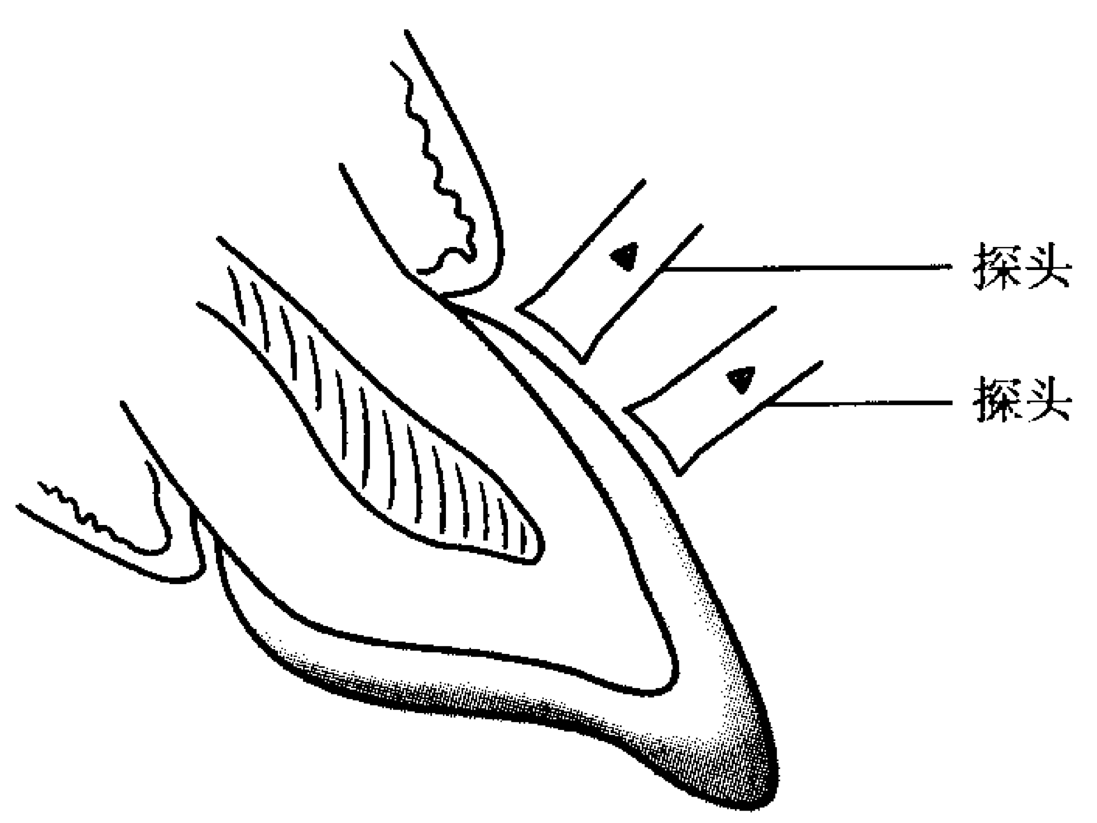


图 2-4　牙髓电测验时探头的位置

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(5)调节测验器上的电流刻度旋钮，从 0 开始，顺时针缓缓增大刻度，直到患者有反应时，才移开探头，并记录引起反应的刻度值，一般可重复测验 2 次，取平均值，若 2 次所得值相差较大，则须测第 3 次，然后取其中 2 次相近值的均值。

(6)在测患牙的牙髓活力之前，一般应按上述操作步骤测试对侧健康的同名牙，或正常的邻牙，以求得相对正常反应值作为对照。

受试牙牙髓活力的诊断：受试牙牙髓电测试结果须与对照组牙髓测试结果比较之后，才有诊断价值。若两者反应相同，提示受试牙牙髓活力正常；若反应值较小，表明牙髓处在较敏感状态；若无反应，说明被试牙牙髓已坏死。

一般公认，牙髓活力电测验器在判断牙髓是活髓或死髓方面是比较可靠的，但对每个具体病例，还应结合病史和临床检查结果，进行全面综合分析，才能得出正确的诊断。

应用电测验器的注意事项：

(1)安装有心脏起搏器的患者，不宜使用电测验器测牙髓活力，以免干扰心脏起搏器的工作。

(2)易引起假阳性反应的情况。当电测验器探头或电极接触了大面积金属修复体或牙龈，使电流流向牙周组织时，将会出现假阳性；当受试牙未充分隔湿时，电流可传导至牙周；液化性坏死牙髓，中流也可能传导至根尖周，引起假阳性反应。

(3)引起阴性反应的情况。探头或电极未能有效地接触釉质，妨碍电流到达牙髓；根尖尚未发育完全的新萌出牙，其牙髓通过电刺激无反应；根管内过度钙化的牙齿，其牙髓对电刺激通常无反应，常见于老年患者；此外，还有刚受过外伤的患牙，可能对电刺激无反应。

3. *透照法*　该法是用光导纤维照明器的光源透照受试牙，通过透光度的不同，来检查牙内部的结构，协助临床诊断。

检查时，应在光线暗的室内进行，光源放置在受试牙舌(腭)侧。检查时，可见正常的活髓牙呈明亮的淡红色，死髓牙由于牙髓红细胞被破坏，在透照下牙髓色显得暗而不透明。

透照法还可以辅助诊断牙隐裂，当光线与牙折线呈一定角度时，近光源一侧的牙折片发亮，远离光源的部分发暗。

(二)X 线检查

X 线检查是通过特制的 X 射线仪器对颌面部和口腔组织进行检查，进一步了解口颌系统，特别是需诊治的牙颌组织的情况，为诊断治疗提供帮助。在口腔固定修复中，为了了解基牙牙周组织和失牙区牙槽骨吸收情况，X 线的检查是每个患者必须检查的项目之一。

在 X 线检查中，应尽量减少 X 线曝光次数，以保护患者身体健康。X 线的照片次数、照片部位、照片类型、拍摄次数均因人而异，主要决定于患者的主诉、既往史、临床表现和症状。

对初诊患者，最好能得到患者过去的 X 线片。在决定拍摄新 X 线片之前，先检查以前的照片，以便决定这次照片的牙位，以及其他一些情况。在拍摄 X 线片之前，先做临床检查，了解患者的现状和预计可能存在的疾病，最后决定拍摄 X 线片的种类、数量、牙位等。有些口腔科医师对 X 线片协助诊断的重要性认识不足，对自己的临床经验过分自信，该拍摄照片的不照片，因此引发一些不必要的医患纠纷，使医师处于被动地位。

目前，口腔临床上应用的 X 线片有两种。①牙片：日常临床上应用最多是牙片，这种照片比较清晰、费用少、快捷；②X 线曲面断层片：可以将上、下颌牙齿全部照在一张片上，观察整个口腔全貌比较方便。在必要时才照，应用的较少，多应用于须全面了解颌骨、牙列、牙周的情况，以及需了解颌骨内是否有残根存留，有无第三磨牙阻生或埋伏。X 线曲面断层片，将图像放大的较多，有变形，因此在判断牙槽骨支持组织的状况、牙根形态、龋坏情况等方面尚不够准确。

在口腔修复中，对须做牙体缺损和牙列缺损修复的基牙牙体、牙髓及牙周情况，应有详细地了解，以便协助确定诊断治疗和修复设计。常规 X 线片能协助判断牙体、牙周的健康情况。

1. *牙体牙髓的 X 线检查*

(1)有助于了解龋坏的部位及范围：如牙齿的𬌗面龋，后牙的远中面龋，常常是通过 X 线片发现，因这些部位比较隐蔽，不易发现，又如𬌗面龋，有时从𬌗面观察，只见一小洞，而在 X 线片上则见龋损范围已经较大。

(2)了解髓室形态：有无髓石、有无中央尖、髓室大小、髓角位置等，这些与修复均有密切关系。

(3)牙体有无隐裂:隐裂程度及部位。

(4)牙齿已充填治疗者,了解充填物与牙体的密合情况,有无微漏,有无继发龋坏。

(5)若已做嵌体修复,修复体质量如何,活髓牙还是死髓牙,若是死牙髓做何种治疗,治疗效果如何。

(6)了解牙颈部有无病损。

以上检查均可有助于医师进行诊断。

2. *牙周的 X 线检查*

(1)牙根部有无龋坏:特别是老年人易患根面龋,应注意通过 X 线片检查。

(2)牙根数目:若为多根牙或双根牙或融合根,了解根的数目是否正常。

(3)牙根的形态:单根或多根牙,均应了解根的长短、粗细,扁根或锥形根以及根有无弯曲。

(4)牙根是否有异常情况:根折、牙根发育不全、根外吸收,牙骨质增生等。

(5)根尖周肉芽肿、脓肿或囊肿。

(6)根是否已做根管治疗,根充是否完善,是否已充填至根尖或者有超出根尖等情况。

(7)牙槽骨吸收情况:根据牙槽骨吸收情况判定是否可作为固定修复的基牙。牙槽骨吸收程度,一般按吸收区占牙根长度的比例来计算,分为三度:Ⅰ度:牙槽骨吸收在牙根的颈 1/3 以内;Ⅱ度:牙槽骨吸收超过根长 1/3,或达根长 1/2;Ⅲ度:牙槽骨吸收达根长 2/3 以上,即吸收至根尖 1/3 处。

作为固定修复的基牙,一般基牙的牙槽骨吸收,应不超过根长的 1/3,即尚有 2/3 的牙根包埋在牙槽骨内,同时牙根牙槽骨应健康,是否能作为固定修复的基牙,不能仅以 X 线片结果来判定,还应结合临床检查,全面考虑,最后作出正确判断。

(三)模型检查

模型是由口腔中制取的印模翻制而成的,模型上具有口腔中全部牙齿、牙列、牙槽骨和颌骨的完整形态,因此,可以说模型是颌面部和口腔解剖形态的复制物。

通过检查模型可以进一步了解各牙的位置排列形状,牙齿形态,牙𬌗面磨耗情况,上下牙𬌗关系等。模型的检查可协助医师研究确定治疗计划及修复设计。

以下情况应进行模型检查:

1. *两个中切牙之间有间隙* 可能因有多余牙,将多余牙拔除形成间隙,也可能是其他原因造成间隙。前牙的美观是非常重要的,修复成两个正常的中切牙是否会使中切牙体积过大,不美观,此时应取印模制作模型,在模型进行检查及设计。

2. *上前牙超突或内倾要求修复治疗* 这种情况应取模检查,在模型上可检查清楚前突的程度、上下前牙有无深覆𬌗、深覆盖、后牙𬌗关系、牙冠长度、有无磨损、龋坏等情况,通过模型的仔细观察,或者必要的实验可作出合理的治疗及修复设计方案。

3. *前牙扭转错位* 也应取模检查再修复。

4. *前牙反𬌗* 要求治疗恢复成正常的上下前牙关系,必须取模检查,经测量牙体形态、大小,牙槽骨、颌骨情况,再决定治疗方案。

5. *不良修复合并颞下颌关节症的患者* 要求修复治疗的应取上下颌模型,仔细检查模型上的𬌗关系,𬌗曲线是否正常,旧修复体是如何设计的,𬌗接触面积多少,前伸𬌗、侧方𬌗有无𬌗障碍,有无过度伸长的第三磨牙,有无牙龈炎及瘘管,有无残根、龋齿。

6. *牙列缺损固定修复设计* 应在模型上进行研究,寻找共同就位道,以及基牙的布局,应用生物力学的观点进行嵌体、全冠、固定义齿的修复设计。

7. *套筒冠修复及固定可摘联合修复* 这种修复较困难,应取模型,在模型上认真检查各基牙情况,同时也可用平行仪辅助确定修复设计。

(四)𬌗力检查

𬌗力是指上下颌牙在行使咀嚼功能过程中产生的力量,又称为咀嚼压力。这种力是通过咀嚼时,咀嚼肌的收缩而产生的,𬌗力的大小决定于肌肉的力量和牙周组织的耐受力。而且𬌗力与张口度有关,成年人张口度为 20mm 左右时,可以发挥最大的𬌗力。但𬌗力的大小主要决定于牙周组织的耐受力,若牙周组织有病变,牙槽骨吸收,牙周组织耐受力下降,则𬌗力会明显变小。𬌗力值因年龄的不同,男女性别的不同而有所差异。青壮年𬌗力值较大,男性𬌗力值大于女性,而且天然牙𬌗力值大于人工牙。总之𬌗力的大小与全身健康情况,新陈代谢,生长发育,以及牙弓内外力量的平衡等均有关系。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

口腔中各个牙齿的大小、形态、结构是不尽相同的，因此各个牙的殆力值也不相同。上下牙接触咀嚼时，必须进行各个方向的运动，才能将食物研磨压碎，其运动方向主要有上下、左右和前伸运动，因此殆力有垂直向和侧向之分。垂直向殆力是与牙长轴平行的力，故又称为轴向力；侧向力是与牙长轴斜交的力，轴向力大于侧向力，约为侧向力的3倍。

殆力的检查是评价口腔牙齿咀嚼功能的重要指标之一，反映牙体和牙周组织的健康状况，殆力检查的方法主要是采用各种仪器进行测定。仪器的种类很多，目前国内有电阻应变殆力仪、声传感测量仪、压电薄膜式殆力仪、光咬合仪等。

通过殆力检查，得出殆力值和测定殆力时患者各牙的反映，将所得结果与正常人殆力值比较，有助于分析和了解患者基牙的情况，并可了解修复后修复体恢复功能大小的情况。

(五)咀嚼效率测定

咀嚼效能是指1个人在一定时间内将定量的食物嚼碎的程度，以百分率表示，故称为咀嚼效率，咀嚼效率的高低可代表咀嚼能力的大小，说明咀嚼功能的实际效果。

咀嚼效率测定方法可用花生米、五香豆作为试物。取定量试物放入患者口内咀嚼一定时间，然后吐出过筛，最后测定。可采用分光光度计对咀嚼后的花生米湿悬液进行测定，可直接读出光度值，方法简单，而且效果好，一般此法较多采用。

为了解各种修复体的修复效果，特别是修复后的咀嚼功能是否有所改善，可在口腔修复前和修复后进行咀嚼效率测定，以评价修复治疗后的效果。周光明等(1991)曾采用吸光度法对双侧游离端[Kennedy(肯氏)Ⅰ类缺损]义齿的咀嚼效率进行研究，结果显示：双侧游离端义齿戴用后，咀嚼效率明显增大，肯氏Ⅰ类牙列缺损者修复前的咀嚼效率为正常者的43%，戴用修复体3个月后，该患者的咀嚼效率恢复到正常者的94%，咀嚼效率明显提高。

总之，义齿修复后对咀嚼效率的恢复是明显的，而且随着戴用义齿时间的增长，患者已习惯使用义齿后，咀嚼效率逐渐提高，说明义齿可发挥较大的咀嚼功能，义齿修复不仅恢复功能并改善患者面容美观，恢复了患者的身心健康。

二、病历记录

病历是患者的病史、临床检查、诊断治疗的全部资料。临床医师要对患者的疾病作出正确的诊断，必须首先了解患者的全身情况、病史、症状和体征，并通过临床检查和测试，最后对所获得的资料加以综合分析，才能作出正确的诊断及合理的修复设计。

病历是医患纠纷和医疗鉴定的主要证据。同时大量病历资料的分析研究，可提高医疗质量，医疗水平，找出发病的病因规律，以及临床治疗和修复设计中易出现的问题，及时加以总结和改进。总之，病历是非常珍贵的临床资料，要严格认真地记录。

要做好病历收集及记录工作，还要医师具有丰富的理论知识和临床经验，有良好的医德，对患者具有爱心和足够的耐心。病历记录的内容如下：

(一)一般情况

1. 信息记录　患者的姓名、性别、年龄、住址、职业、籍贯、婚否、门诊号、就诊日期、联系电话、联系人姓名。

2. 主诉　主诉是用患者自己的语言来描述患者迫切要求解决的口腔问题，常常是患者最感痛苦的问题。主诉的记录应包括患病的部位、主要症状、持续时间、就诊的目的和要求。

3. 现病史　现病史的询问是围绕主诉内容扩展，包括主要症状、体征、发病时间、自觉症状、治疗经过、疗效如何等。

4. 既往史　过去患者的健康状况、曾患疾病、治疗情况等，特别注意与口腔有关的疾病。

5. 家族史　主要询问与目前口腔疾病有关的家族史。

(二)检查

将前述的各种检查方法、检查内容及检查结果，根据患者疾病的具体情况，全面地将检查结果逐项清楚地记录在病历上，X线检查应将片号记录在病历上。

(三)诊断

根据问诊、临床检查、特殊检查所得结果，结合临床医师的理论知识、专业知识和临床经验，经过全面深入地分析和判断，对患者疾病作出客观

的、实际的结论，称为诊断。对于复杂的疾病，一时尚不能确定诊断时，可用初步诊断或印象诊断等名称。

(四)治疗计划、修复设计

根据患者的具体病情、检查结果，结合患者的要求和经济条件，制订出具体的治疗计划和修复体的设计，可用文字叙述、绘图、表格等形式表示。目前修复体一般是交修复制作中心加工完成，因此，需认真填写修复制作卡，一般有设计图可以绘出图案，并可用文字加以说明，以防有误，也可填写义齿加工单。总之，将临床上有关的资料信息详细地、准确地传递给义齿加工制作者，制作出满意的义齿。

(五)治疗记录

所有的口腔医师对病历记录工作都必须给予高度重视，病历资料应完整、准确、清洁，并符合有关规定，病历记录情况也反映了该医院的服务水平，同时也是本单位稳定、持久、健康发展的保障。

在患者的治疗修复过程中，每次就诊所做的具体操作、治疗效果、患者的反应，以及下次预计要进行的工作，均要作简明扼要记录，并将复诊的日期写明确，并由医师签名(表 2-1)。

表 2-1 病历记录

病 历 记 录

编号：________

姓名：________ 性别：________ 年龄：________ 国籍：________

住址：________________ 电话：________ 邮编：________

就诊日期：________________

主诉：________________

身体状况： 健康□ 一般□ 有病□

正在进行治疗： 是□ 否□

服用哪些药物：

磺胺类________ 抗生素________ 其他________

对哪些药物有不良反应： 青霉素□ 磺胺类□ 麻醉药□ 其他：________

是否患过以下疾病：

高血压□ 心脏病□ 肝 病□ 肾 病□ 血液病□ 结核病□ 哮喘病□

风湿热□ 甲状腺病□ 贫 血□ 癫 痫□ 癌 症□ 艾滋病□ 胆 病□

妇科病□

接受过全身麻醉： 是□ 否□

已进行过口腔哪些治疗：

补牙________ 拔牙________ 镶牙________ 洁牙________ 正畸________

检查：________________

X 线片：________________

诊断：________________

治疗及修复方案：________________

费用：________________

复诊时间：________________

医师签字：________

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. *牙齿部位的记录* 为了便于病历记录和资料收集，对牙齿部位的记载应用统一符号表示，以便口腔专业人员参考。

(1)乳牙

	上		
右	Ⅴ Ⅳ Ⅲ Ⅱ Ⅰ	Ⅰ Ⅱ Ⅲ Ⅳ Ⅴ	左
	Ⅴ Ⅳ Ⅲ Ⅱ Ⅰ	Ⅰ Ⅱ Ⅲ Ⅳ Ⅴ	
	下		

例如：左上第二乳磨牙记录为└Ⅴ；右下第一乳磨牙记录为Ⅳ┐。

(2)恒牙

①国内常用记录法

	上		
右	8 7 6 5 4 3 2 1	1 2 3 4 5 6 7 8	左
	8 7 6 5 4 3 2 1	1 2 3 4 5 6 7 8	
	下		

例如：左侧上颌第一磨牙记录为└6；右侧下颌第二磨牙记录为7┐。

②国际恒牙记录法：国际牙医学会(FDI)提出二位数记录牙位。第一个数字表示象限，恒牙以1,2,3,4分别表示上、下、左、右四个象限，即1(右上)、2(左上)、3(左下)、4(右下)。

	右上	左上
恒牙	18 17 16 15 14 13 12 11	21 22 23 24 25 26 27 28
	48 47 46 45 44 43 42 41	31 32 33 34 35 36 37 38
	右下	左下

例如：右侧上颌第一磨牙记录为16；左侧下颌第一磨牙记录为36。

此种方法简单易学，而适用于计算机使用，已经为多个世界性组织所接受，并为许多国家牙医协会和牙科杂志采用。国外研制的CAD/CAM系统恒牙的记录方法均采用此法，如Cerec系统的恒牙记录就是采用上述方法的。

2. *牙体情况记录* 主要记录牙冠的异常情况。

(1)龋坏的部位、是否充填、龋损范围。

(2)牙冠缺损部位及严重程度、冠折的部位、是否可保留牙根。

(3)修复体种类、修复效果、是否需要摘除修复体。

(4)畸形牙形态、大小、部位，是否保留或进行修复，应详细记录。

3. *牙周情况记录*

(1)龈组织：有无发炎增生，对进行修复有密切关系，有牙龈炎、牙龈红肿、牙龈增生者必须治疗后，才能做修复体。

(2)牙周袋深度及类型：将牙周袋深度及发生部位记录下来(图2-5)。

(3)牙槽骨吸收情况：以X线片作参考。

(4)牙松动度：根据检查情况，认真记录牙松动情况。

(六)复查记录

复查是在患者经过治疗和修复后，医师应定期进行的工作。主要是观察患者的口腔健康状况变化，修复体使用情况，是否能正确使用修复体，是否存在不适和问题，以便及时掌握和处理。此外，定期复查，可了解修复体使用的远期效果，加以总结，并评价所采用的治疗方案和修复设计方法是否正确，为提高医师的诊治水平和今后口腔修复的发展创造有利条件。同时定期复查，加强了医生与患者的沟通使医患关系融洽，提高了医院信誉。

复查一般由医师主动安排时间通知患者来院检查，也可嘱患者发现问题时与医师联系，预约适当的时间就诊检查。

联系的方式：

1. *电话通知* 可采用电话直接与患者联系，了解修复情况，并可约定来院就诊检查时间。目前，几乎家家有电话，而且很多人有手机，联系是很方便的。

2. *通信联系* 医师可以采用书面方式，经邮局将信函送到患者手中，患者按约定时间来院检查。但此种方法有时一次不易联系成功，在20世纪70～80年代复查时，采用的均是通信方式，现在有电话等新的通信工具，最好少用此方式。

(七)病历记录注意事项

病历应反映出患者初诊时的情况，记录医师的检查、诊断、治疗计划或方案，患者对治疗、修复设计的选择，治疗经过，治疗结果等，必要时，请患者在其自己同意的治疗方案上签字。病历记录应注意以下几点：

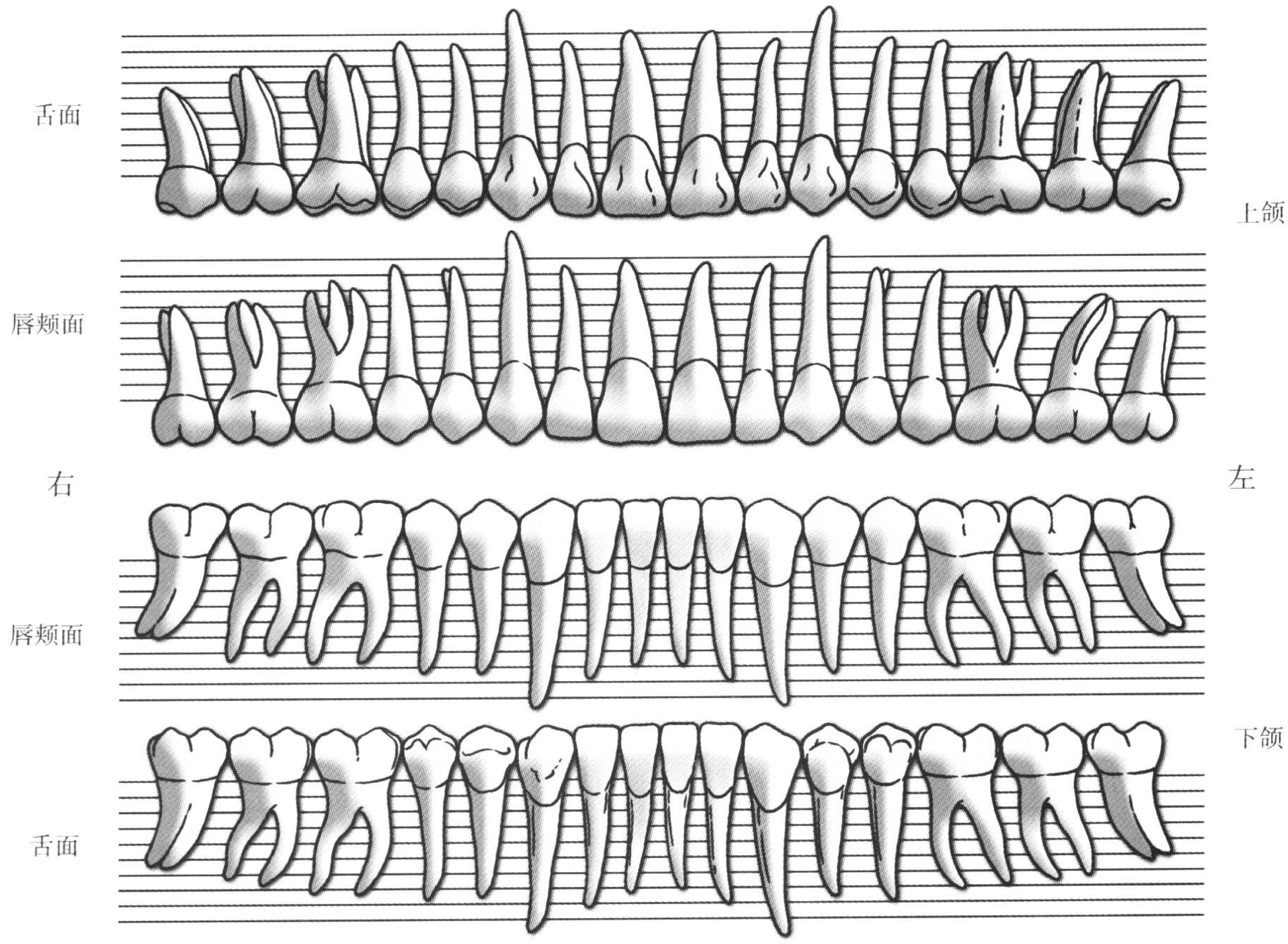


图 2-5　牙周袋深度的记录

1. 病历记录的患者原始资料具有重要作用，是具有法律性的文件，因此，病历记录不能涂抹，检查的重要项目阴性结果和症状均应记录下来，不要漏写。支持诊断的异常发现、检查结果、研究模型、X 线片应详细记录。模型上注明患者姓名、性别、年龄、取模日期、病历号。

2. 病历书写应准确清楚，但要注意留有足够余地，凡是口头上向患者交代的问题，都应记录在病历上，如建议患者做某牙的根管治疗，否则影响固定修复效果，若患者不同意根管治疗，应将此情况在病历上写明确。

3. 在固定修复中若遇到有些基牙，缺损已接近牙髓，此时医师建议患者做牙髓治疗，但患者不同意，坚持要修复，应在病历上写明此种情况。如做桩冠修复时，有些患者已在别的医院做过桩冠修复，现在又要求再做桩冠，根管已扩展得较大，根壁较薄，特别是根管口大，桩修复后固位差，此时，应将上述情况及预后差的结果告知患者，并将此情况记录在病历上。

4. 病历记录不能采用圆珠笔，记录时用钢笔手书或打印，字迹清楚、不潦草。

5. 治疗费用也应在病历上写明确，以免以后出现费用问题，产生医患纠纷。

6. 病历是医院珍贵的资料，是具有法律性的文件，应加以妥善的保管。目前，有些单位的个别医师不重视病历，病历记录不认真，资料不全，一旦发生医患纠纷，没有任何凭证，造成很大的麻烦。特别在 21 世纪应加强医院的病历资料收集及管理，才能与时俱进。

（赵云凤　陈　悦）

参　考　文　献

1　于秦曦，张震康．社区口腔诊所开设和经营管理．北

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

京:人民卫生出版社,2002:187—199
2 马轩祥. 口腔修复学. 第5版. 北京:人民卫生出版社,2003:13—21
3 曹采方. 牙周病学. 北京:人民卫生出版社,2000:4,20—21
4 Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby Inc, 2001:3—10,11—15
5 Smith BGN. Planning and making crowns and bridges. 3rd ed. St Louis: Mosby, 1998:85—95,207—215

第3章 Chapter 固定修复前的处理及准备

经过全面的检查对患者全身及口腔颌面部有了一定的了解，在做固定修复之前，对口腔的有些情况，尚须进行处理，以免影响固定修复的效果。

第一节 龋病、牙周病及外伤的处理

一、龋病的处理

龋病是由细菌引起的牙体硬组织发生的慢性进行性破坏疾病。龋病对牙体硬组织的损害涉及牙釉质、牙本质、牙骨质。初期的龋坏表现为硬组织脱矿、牙齿透明度下降、釉质呈白垩色、局部呈黄褐或棕色。以后牙釉质、牙本质疏松软化，最终形成龋洞，发生牙体缺损。龋洞是无法自身修复的。

龋病是人类的常见病、多发病，在各种疾病中位居前列。一般不易受人重视，但龋病发展下去可引起牙髓病、根尖周病、颌骨炎症等，严重者影响全身健康。牙体硬组织的继续破坏，可造成牙冠缺损，成为残冠残根，甚至牙齿脱落。

龋病主要发生在高度矿化的牙体硬组织。龋病的开始是在牙釉质中进行，因牙釉质中无神经分布，在龋病初期进展的相当长一段时间内无自觉症状，当发现牙殆面变褐色或嵌塞食物时，才检查出来，不易早期发现。

发现以下龋病应立即处理。

1. *基牙的近远中面龋* 在进行固定修复检查时，发现基牙的邻牙有发黑褐色的情况，或是发现龋洞时，应仔细探查，确诊为龋病时，应建议患者到口腔内科进行治疗。

2. *基牙殆面大部分缺损或龋坏* 应做X线片检查，建议进行牙体牙髓治疗。

3. *基牙颈部龋坏或根面龋* 应做充填治疗，恢复牙体形态的完整性。

4. *龋坏形成残冠残根的牙* 应根据X线照片结果决定治疗方案、若牙根健康，根有足够长度埋在牙槽骨内，可考虑在彻底治疗龋病后进行修复，恢复牙冠外形及功能。单根牙应设法治疗后修复，尽量保留牙根，多根牙，因作桩困难也应尽力保存。

5. *戴修复体基牙产生继发龋* 此时应将旧修复体取下，检查基牙情况，可拍X线片，了解牙髓及根周情况，然后进行治疗。

6. *口内余留牙有患龋病者均应采取治疗* 但在做固定修复前，凡是选作基牙的牙，以及基牙相邻的牙，有龋病者，均应在修复前做好充填或牙髓治疗，根管治疗。

二、牙周病的处理

牙周病是指发生在牙周组织的疾病。牙周组织包括牙龈、牙周膜、牙骨质和牙槽骨。牙周病主要有牙龈炎和牙周炎。牙周病发病率较高，在我国牙周病的患病率高于龋病。特别是现在我国以进入老龄化社会，牙周病患病率更高，尤其是牙周炎的发病情况更多见。

牙周病产生的病因主要有局部因素和全身因素。局部因素主要是牙菌斑中的细菌及其产物，局部因素是牙周病的主要因素，而全身因素可改

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

变宿主对局部因素的反应。因此，说明牙周病是可以通过有效地控制牙菌斑而预防的，且早期治疗效果是比较好的。这还要靠口腔医务工作者加强口腔健康教育，早期诊断、早期治疗。

口腔医学领域中很多诊治工作均与牙周组织有密切关系，牙体缺损、牙列缺损的修复治疗工作，牙颌畸形矫治，口腔颌面外科治疗等均应在牙周组织健康的基础上进行。上述各学科领域的治疗设计和手术操作应保护牙周组织的健康，决不能对其造成伤害。每个口腔医师都应牢固地掌握和认真地运用牙周病学的知识，以便高质量地完成本专业的工作。

牙周病的处理主要有以下内容。

（一）牙石的清除

1. *牙石与牙菌斑* 牙石是沉积于牙面或修复体表面的钙化或正在钙化的牙菌斑及软垢。一般经常定期刷牙可以减少牙石，但由于唾液的不断分泌，润湿着口腔环境，唾液中的钙盐不断沉积，牙石逐渐变硬。

龈上牙石是沉积在龈缘以上的牙面和龈沟内，牙石是由牙菌斑和软垢钙化而成的，牙菌斑形成后矿化成牙石需 10～20d，平均为 12d。

龈下牙石沉积于龈缘之下，附着于龈沟或牙周袋内的根面上，只有用探针才能检查到。龈下牙菌斑可促进龈沟液的分泌增加，使形成牙石的矿物质增多，从而使龈下牙石变硬，故龈下牙石刮除困难。同时牙石的表面粗糙，为牙菌斑的继续积聚提供良好条件，牙石又促进了牙菌斑形成的速度，二者相互依存。而牙石和牙菌斑均与牙周病有密切关系。牙菌斑、牙石是牙周病发展的重要致病因素，牙菌斑可刺激牙龈造成炎症，牙石坚硬粗糙，对牙龈产生机械刺激，使牙龈出血，牙周袋加深，牙槽骨吸收。

2. *影响牙石形成的有关因素* 牙石的形成因人而异，同一个口腔内不同的牙位牙石的沉积速度与牙石量不同，这主要与患者身体的代谢、唾液成分、龈沟液成分、牙菌斑多少、食物性质有关系，如常吃黏性食物易沉积牙石。此外牙石还与牙齿的排列、牙面和修复体表面粗糙度、口腔卫生习惯有关系，如口腔卫生不良，牙面上易堆积大量牙菌斑和牙石。食物嵌塞、不良修复体等可加重牙菌斑滞留，细菌及其产物可引发龈炎、龈肿胀。一般来说人们口腔中的磨牙区和下前牙区更易堆积牙菌斑、牙石，并易患牙周病。

3. *牙石的清除*

（1）采用洁治术：一般龈上牙石较多，采用洁治术可彻底清除牙石、牙菌斑，以去除对牙龈组织的局部刺激。龈下牙石采用刮治或深度刮治，以控制牙菌斑生成。

（2）去除不良修复体以清除牙石：将形态异常，表面粗糙附着大量牙菌斑和牙石的修复体摘除。以减少对牙龈刺激的因素、减少牙石滞留区。

（3）消除食物嵌塞：检查食物嵌塞原因，如果是因修复体造成的食物嵌塞建议去除修复体重新修复，若是有邻面龋或是牙齿移位，使两牙之间失去正常接触关系，造成食物嵌塞，则应根据具体情况，加以适当处理，以去除牙石和牙菌斑堆积。

（4）坚持开展口腔卫生工作：首先要做到正确的刷牙方法，坚持每天通过刷牙彻底清除牙菌斑，坚持早晚刷牙、饭后漱口，有条件者可每餐后刷牙，以控制牙菌斑和牙石的形成。而且口腔医务人员应加强口腔卫生的宣传教育工作，提高人们对口腔保健的自觉性。

总之，凡是决定要做固定修复的患者，在开始进行修复治疗的手术之前，必须清除全部口腔中的牙石，然后才能进行修复工作。

（二）龈炎的治疗

在修复治疗前，发现龈缘及龈乳头变为深红或暗红色，或患者龈缘呈鲜红色时，应用探针检查，若探诊出血，同时发现龈沟加深在 3mm 以上。患者主诉常因刷牙或咬硬物时出血，或者吃过的食物上有血渍。这便是龈炎的症状。

检查龈炎产生的原因，治疗工作主要是去除诱因，如为牙石、牙菌斑造成，只要清除局部刺激因素，1 周左右炎症即可消退。此外，也可用盐水漱口，或局部涂擦碘甘油即可好转。

如果龈炎不消退，对女性患者应考虑是否怀孕，若为妊娠期龈炎，分娩后可消退、龈炎严重者也可做牙石清除及局部盐水冲洗及药物治疗。若患者要求做固定修复治疗，必须在龈炎消退，即治愈后，牙龈恢复正常情况后进行。

（三）龈乳头增生的处理

在口腔修复临床工作中，常见患者牙龈呈深红或暗红色，探之出血，龈缘肥厚，龈乳头增生盖

过部分牙冠唇面(颊面)。

1. *原因* 临床上常见的原因如下:

(1)牙菌斑、牙石、食物嵌塞、邻面龋、创伤𬌗,以及正畸装置等引起的慢性龈缘炎。

(2)青少年因组织生长旺盛,对局部刺激易发生增殖性的反应,口腔卫生差,内分泌改变等因素,使牙龈对局部刺激敏感性增加,产生龈乳头增生。

(3)不良修复体,一般修复体的边缘应齐平龈缘或在龈缘下 0.5mm,不应深入龈沟内,决不能进入龈沟底。临床探查的健康牙龈龈沟的深度为≤3mm。临床修复医师为了患者前牙的美观常将修复体的边缘伸入龈沟内,甚至龈沟底,对龈组织产生刺激。如修复体边缘粗糙、边缘较厚,以及金属修复体金属离子的析出等因素,均会对龈组织带来损害,造成牙龈增生肥大发炎红肿,给患者造成极大的痛苦。

2. *处理*

(1)局部进行洁治术,去除刺激因素,建立良好的口腔卫生习惯。

(2)治疗邻面龋,并消除造成食物嵌塞的原因。

(3)采用磨改天然牙或用修复方法,消除创伤𬌗。

(4)拆除不良修复体和正畸装置,去除对龈组织的局部刺激因素。

(5)手术治疗。多数炎性龈肥大的病例,在去除病因后炎症消退,牙龈形态恢复正常。但纤维性增生的部分不易消退,影响美观,并有碍菌斑的控制。对这种情况,可施行牙龈成形术,恢复其生理外形。

在固定修复体去除后,若为活髓牙,基牙完整无缺损,无病变应用暂时冠保护牙髓,待牙龈组织恢复健康后,再重新制作修复体。

(四)牙周炎的处理

牙周炎是由牙龈炎发展而来的。牙周炎的患病率在 35 岁以后明显增加,且随着年龄的增大,其严重程度也增加。牙周炎是由细菌及其产物引起的牙周组织的破坏性疾病。

牙周炎产生的原因主要是口腔卫生不良,堆积大量的牙菌斑、牙石。此外,食物嵌塞、不良修复体等是加重牙菌斑滞留的因素。慢性龈炎患者未及时治愈,细菌,特别是厌氧菌的滋生,由龈上向龈下扩展,逐渐形成牙周袋和牙槽骨吸收。

可根据牙周袋深度,结缔组织附着丧失的程度,牙槽骨吸收程度来确定牙周组织破坏的严重程度,并可参照 X 线片,了解牙槽骨吸收程度。

牙周炎的主要治疗方法如下:

1. *彻底清除牙石* 进行龈上洁治术和龈下刮治或深部刮治。在龈下刮治时,除刮除龈下牙石外,应将暴露在牙周袋内的大量内毒素的病变牙骨质刮除,使根面平整光滑,使牙龈结缔组织重新附着于根面,并应控制牙菌斑的形成。

2. *牙周袋及根面的药物处理* 对牙周炎症严重,有肉芽增生的深牙周袋,在刮治后可用药物处理袋壁。如用有较强消炎作用的复方碘液。注意避免烧灼附近的口腔黏膜。也可用甲硝唑、四环素等。

3. *牙周手术治疗* 洁治、刮治后未见显著效果,且牙周袋深度在 4mm 以上时,经复查探诊出血者,须进行牙周手术。翻开牙龈瓣,直接刮除根面、根分叉处的牙石及肉芽组织。

4. *固定松动牙* 将牙周炎的患牙用夹板固定,并调𬌗减少𬌗创伤,使牙周组织的病变消除,恢复牙周组织的健康。

(五)食物嵌塞的处理

食物嵌塞又称牙间食物嵌塞(interdental food impaction)。食物嵌塞是指在咀嚼食物的过程中,由咬合压力或唇颊肌肌力将食物挤压、推入牙齿之间,滞留堆积在牙面上和牙颈部周围的现象。此时患者感到牙齿被挤压、胀痛和不适,有时甚至感到苦不堪言,急于要求清除。

当食物嵌塞未及时处理,嵌塞的食物发酵、腐败、产酸,细菌生长、繁殖,从而产生大量的内毒素,对牙龈造成压迫和刺激,使牙龈发炎,红肿出血、糜烂,产生口臭,由此促使牙垢堆积,形成牙石及牙菌斑,不及时治疗处理,将会造成牙龈萎缩、牙齿的颈部暴露、牙本质过敏、牙颈部龋坏、牙槽骨吸收、牙周袋形成及牙齿松动。食物嵌塞会对牙体、牙周组织造成严重损害,已成为牙周病的主要原因之一。牙间食物嵌塞是口腔修复临床上常见的症状,有时也是很难处理的问题。

1. *食物嵌塞多发部位及牙间间隙*

(1)多发部位:乳牙列的后期任何年龄段,牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

列内相邻牙齿之间均有产生食物嵌塞的可能。随着年龄的增长，食物嵌塞情况会增多，以中老年人最常见。根据研究，认为食物嵌塞以磨牙区最多见，其次为前牙区，前磨牙区较少见。磨牙区以第一、二磨牙间发生最多，而且左、右侧及上、下颌的牙间食物嵌塞大致相同；其次为第二、三磨牙之间，上、下颌比较，上颌多于下颌，而左、右侧相差不明显；再其次为第二前磨牙与第一磨牙之间，上下左右大致相近。下前牙区的食物嵌塞多于上前牙区。

第一、二磨牙间食物嵌塞发生最多，这可能是由于第一磨牙萌出最早，处于最主要的殆力承受区，故易发生龋坏、磨耗、缺损及缺失，是最容易引起破坏的部位所致。

（2）牙间间隙：食物嵌塞与牙间间隙的大小密切相关，在口腔做咀嚼运动时，食物能被挤压入牙齿之间并滞留于该处，这种情况常因牙齿之间出现有一定程度的间隙。郑弟泽等（1994）曾用“塞尺”（0.02～1.0mm）对有垂直型和混合型食物嵌塞患者牙间间隙进行直接测量，测量结果发现食物嵌塞的牙间间隙范围为 0.04～0.75mm，在此范围内均可发生食物嵌塞，而在 0.10～0.25mm 间隙范围内食物嵌塞者最多，临床症状很显著，尤其以 0.10～0.15mm 间隙范围内者嵌塞最多。当牙间间隙在 0.04～0.09mm 时，一般可视为正常牙间间隙，不会产生食物嵌塞，可以作为全冠、固定桥、邻殆嵌体、邻殆邻嵌体修复时判断邻接面接触紧密程度的依据。但是，当有充填式牙尖，严重殆磨耗导致牙齿边缘嵴锐利、高耸，而且殆磨耗显著不均，两个牙间的边缘嵴高度不同，参差不齐，轻度远中殆和上下牙齿尖对尖的咬合时，则将会出现食物嵌塞。食物嵌塞时，嵌入量虽然不多，但咀嚼时的挤压、胀痛、不适感等特别地明显，患者急于要求清除。清除比较困难，这种情况对牙周组织的损伤较严重，可造成牙周袋形成、牙周炎、牙槽骨吸收、牙齿松动。

当牙周间隙＜0.04mm 时，未发现食物嵌塞现象。当牙间间隙＞0.75mm 时，可能有食物残渣堆积，但挤压、胀痛不明显，仅有不适感，往往经过刷牙、漱口后可以清除。这种情况对牙周损伤较小，患者对食物嵌塞的治疗要求不迫切。若长期不处理将会引起邻牙移位，导致牙齿及牙列的不稳定，殆关系紊乱等，其他牙齿之间也会随之出现间隙。

2. 食物嵌塞的原因

（1）丧失牙齿邻面接触：这种情况可因牙齿大小与颌骨大小不协调，如颌骨发育正常而牙齿体积小，则使牙齿与牙齿之间产生间隙，造成两个相邻牙之间无邻面接触。此外，也可能因牙齿邻面龋坏，使牙齿邻面形成窝洞，而丧失与邻牙的接触，邻面因外伤缺损，如咬硬物，或撞击造成牙齿损伤，形成牙体缺损，使两牙齿失去正常的邻面接触关系。

（2）殆磨耗：当牙齿殆面严重磨耗时，牙齿的牙尖、牙尖嵴及排溢沟、边缘嵴消失变平，此时，不能控制食物的正常流向，使食物的排溢受阻，产生食物嵌塞。这种情况下患者咀嚼时很费力，需要更大的咀嚼力来研磨和粉碎食物，超出了牙齿承受力的生理范围。久而久之，使牙周组织受到损害，产生牙龈萎缩，牙颈部和牙根部暴露、牙槽骨吸收、牙齿的支持能力下降、牙齿松动度增加，咬合时产生牙松动移位出现暂时性的牙间间隙。这时，无法排溢的食物，或排溢受阻的食物，则会被对颌的牙齿牙尖推挤压入牙间间隙内，形成食物嵌塞。

当牙齿殆面磨耗继续发展，牙冠变形，牙冠的正常形态和颊舌面突度发生改变，牙冠与龈组织的形态、位置发生改变。在咀嚼时，颊、舌肌不能正确地控制食物流向，使部分食物被推压入因龈萎缩后扩大的邻间隙及牙颈部的倒凹区，形成食物残渣的滞留、堆积，产生水平型食物嵌塞。当殆磨耗超过邻面接触区时，则出现与相邻接的近中牙、远中牙丧失邻面接触关系而产生间隙，造成垂直向和水平向的混合型食物嵌塞。

（3）牙齿的形态和位置异常：牙齿的形态发生异常，如畸形牙，形态变异为锥形，则该牙与两侧邻牙丧失了正常的接触关系，牙间出现间隙，如上颌侧切牙及第三磨牙有时发生形态变异。牙位置的异常，多见于牙齿易位，如尖牙与第一前磨牙易位，即尖牙在第一前磨牙处萌出，此外牙齿产生倾斜扭转、错位等均可造成食物嵌塞。

（4）不良充填物和修复体：此种情况造成的食物嵌塞临床上较多见。

①充填物、修复体与邻牙无接触：使其与邻牙

间有持续性的间隙存在。早期引起充填物、修复牙与邻牙间产生食物嵌塞,久之其邻牙移位,导致多数牙之间接触不良,嵌塞食物。

②充填物、修复体与邻牙的接触不良或接触异常:常见有接触点过低,接触面积过小,或者接触区偏向颊侧或舌侧;此外,还有咬合接触和外展隙异常等。

③𬌗面形态异常:充填物、修复体的咬合面无食物溢出沟和边缘嵴,或者是有过高过陡斜度过大的牙尖等情况。

④充填物、修复体悬突表面粗糙:充填物或修复体的边缘与牙体不密合,有较大的悬突,表面粗糙也将引起食物滞留和堆积。

⑤固定义齿设计不当:当固定义齿的邻间隙设计、制作得过大,桥体的轴面颈部突度过大,桥体组织面的形态异常,以及桥体与牙槽嵴黏膜之间有间隙均会产生食物嵌塞。又如设计成单端固定桥时,基牙数量不足,而桥体设计过长,当桥体的远中咬硬物时,因杠杆作用,基牙常出现旋转移位,而与邻牙间出现间隙。

3. 食物嵌塞的处理 嵌塞的食物最初是机械性地压迫、刺激牙龈等牙周组织。牙齿间滞留食物发酵、腐败、细菌生长繁殖,产生内、外毒素,使牙周组织充血、肿胀、发炎。食物嵌塞对牙周组织的损害严重,治疗牙周病,必须消除食物嵌塞。

食物嵌塞的治疗应根据病因和临床实际情况进行。一般多采用综合性治疗,可取得满意的效果。

(1)充填:当龋坏波及牙齿边缘嵴,破坏了相邻两个牙齿的接触关系,引起食物嵌塞的,可做汞合金或树脂充填,以恢复邻接关系。充填时,可做邻𬌗洞,或邻𬌗邻洞。

充填法治疗局限于垂直型和混合型食物嵌塞,其方法简单,比较经济实用,易被患者接受,临床上采用较多。但应注意病例应选择恰当,充填时充填物不能有悬突,要光滑,以防止充填物压迫和刺激牙龈组织,引起慢性炎症。

(2)调𬌗:调𬌗是磨改牙齿的𬌗面或轴面,以解决食物嵌塞的症状。调𬌗包括磨改牙冠轴面的外形,在牙齿𬌗面开沟,增加副沟,扩大外展隙等,通过上述基础治疗,消除牙间食物嵌塞。部分患者经过调𬌗和磨改处理后,能基本消除食物嵌塞。

①充填式牙尖、伸长牙尖的调改:调𬌗时将过陡、过尖、过长和过锐的牙尖适当磨短、磨圆钝,减少牙尖的斜度,以降低楔力。经过处理后形成适当的𬌗外展隙,颊、舌外展隙,有利于食物的排溢。但应注意调磨时不能影响支持牙尖的接触和降低𬌗高度。

②高耸、锐利、参差不齐边缘嵴的调改:磨除异常高耸的非功能牙尖和锐利的边缘嵴,以及异常磨损、磨耗后余留的不规则牙尖及斜面。尽量使𬌗曲线基本正常,边缘嵴形成圆滑突面,不仅有利于下颌运动和食物排溢,而且有利于自洁和保护颊、舌侧的软组织。

③外展隙的磨改:牙齿长期使用后,𬌗面磨损,邻面变宽、变大,使外展隙过小而产生食物嵌塞。可将相邻两牙的近中、远中颊轴角,舌轴角区的牙面和边缘嵴调磨,以适当的扩大颊、𬌗、舌的外展隙。调磨时,应尽量使形成的各外展隙的牙面、边缘嵴成为光滑的球状突面,有利食物排溢、自洁,防止食物嵌塞。

(3)修复:当食物嵌塞不能采用充填、调𬌗等方法解决时,可采用修复方法。修复方法适用于牙颌畸形、牙扭转、错位,以及牙釉质严重发育不全,或牙冠邻面缺损多、范围广等情况。

①嵌体修复:当两牙齿间间隙较大,牙位不正常,接触区偏向一侧时,可选用相邻两个牙中任一个牙做邻𬌗嵌体,或邻𬌗邻嵌体,以恢复两牙的邻接关系。

邻𬌗嵌体修复:当牙体组织缺损多又为无髓牙时,应设计制作邻𬌗高嵌体。这样既可以少磨除牙体组织,又可利用高嵌体向颊、舌面伸展的斜面保护脆弱的牙体组织,以防止牙齿折裂。修复时应注意接触区的位置、形态、大小和接触的紧密程度。后牙的邻接区位于𬌗1/3,颊舌向宽1～2mm,𬌗龈向宽0.5～1.0mm。修复后两牙间的间隙在0.05～0.09mm以内为宜。完成的修复体有正常轴面突度、𬌗面形态及外展隙,无过高、过锐的牙尖和边缘嵴,无早接触和𬌗干扰,边缘密合,适合性好,表面光滑无悬突。

联合嵌体修复:当两相邻牙齿间间隙大,牙齿稳固无其他异常,或者两牙中有一个牙稍松动,而牙槽骨疏松,且为死髓牙,缺损多,余留牙体组织少时,可采用邻𬌗与邻𬌗高嵌体联合修复,将两牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

的嵌体联合成一个整体，同时戴在两个基牙上。这种设计可以有效地消除两牙间的食物嵌塞；防止两牙受力后，因移动方向不一致，导致嵌体与牙体脱离；防止无髓牙及脆弱的牙尖折断；使松动牙获得固定，起到夹板保护作用。

②冠修复：牙冠龋坏广泛，釉质大面积缺损，釉质发育不全，过小的畸形牙，以及扭转牙出现的食物嵌塞，可用冠修复解决。

3/4 冠修复：当牙体缺损广泛而较表浅，后牙的颊面或舌面牙体组织较正常时，可用 3/4 冠修复。既可恢复缺损牙的形态和功能，又可防止龋坏的继续发展，并可防止牙移位。

全冠修复：当牙体缺损严重、范围广，连接的三个牙齿间产生食物嵌塞，患者又为龋病的易感者，可采用全冠进行修复，以解决三个牙之间的食物嵌塞。

联合全冠修复：当牙齿有不同程度松动，并且有上述情况者，可采用联合全冠修复，可起到防止食物嵌塞，又可起到牙周夹板的松牙固定作用。

③固定义齿修复：因牙缺失后久未修复，缺隙近远中的牙齿向缺隙倾斜、移位，导致其近远中与邻牙间出现间隙。同时对颌牙也向缺牙间隙伸长、移位，除使咬合错乱外，还使对颌牙与邻牙的𬌗边缘嵴参差不齐，出现食物嵌塞。治疗方法除调𬌗外，还有当对颌牙伸长严重时，可将其做牙髓治疗，然后将对颌过长的牙冠磨短，再进行高嵌体或冠修复，使𬌗曲线恢复正常后，最后做缺失牙的双端固定义齿修复。这样既修复了缺失牙，恢复了其形态和功能，又利用固位体解决与邻牙的食物嵌塞。

三、外伤的处理

外伤是由外物所致的口腔软、硬组织损伤。本节所涉及的内容主要是牙外伤。

(一)外伤的原因

1. 车祸　近年来随着科学技术的进步，社会的发展，人们生活水平的提高，人们出门办事或出外旅游多以汽车代步。特别是近几年来私家车不断增多。然而都市、县城的路道没有跟上形势的发展，在上下班高峰期，交通状况拥堵，一些司机技术差、不遵守交通规则都易引发车祸。有些严重车祸者可危及生命，轻者可伤及头部、牙齿及颌骨。

除汽车外，也有其他机动车、自行车等也可造成牙外伤。

2. 打击伤　多见于打架斗殴时用手或木棒、金属器械伤及口腔组织，前牙位于口腔前部，很易被伤及，造成牙体缺损或牙折断。

3. 撞击伤　人们在行走中不慎摔倒，或骑自行车不慎车撞石头或地面上等，造成牙齿的损伤。多见于前牙的损伤。

4. 咬伤　食物中有小石子或其他硬物可将牙齿损伤，这种情况常见于前磨牙、磨牙的损伤。此外还可能因进食较快，不慎由筷子或刀叉将前牙损伤。

(二)外伤的处理

口腔组织和颌面部受伤后，应及时处理，否则因口腔肌肉的作用。可造成上下牙齿错位及面部畸形，严重影响咀嚼功能，并影响面部美观，外伤一般多伤及颌骨、牙齿，以及面部软组织，均应及时加以处理。本节主要着重介绍牙齿外伤的处理。由于牙齿外伤的程度不同，损伤的部位不同，其处理方法也不同。

1. 轻度外伤　当牙齿受伤后，仅切缘有少部分缺损，无鲜血流出，检查时无明显的牙齿松动及叩痛，牙齿无移位、错位现象，对冷热刺激无明显反应。可拍摄 X 线片了解根周情况，是否牙根有折断，牙周有损伤。若无异常，嘱患牙休息、不咬硬物、观察数日。

2. 牙冠切缘 1/3 折断　对冷热刺激反应明显，牙齿松动、叩痛，经 X 线片检查根周无明显异常情况，可以做保牙髓治疗，嘱患者禁食过冷过热及刺激性食物。观察数日后再复诊处理。

3. 牙冠折断 1/2　检查发现牙髓暴露，但牙稳固，无明显叩痛，X 线片显示牙周组织无明显异常，建议做根管治疗后再修复牙冠形态及功能。

4. 牙冠折断至牙颈部　颈部断面位于龈缘以上，尚余留舌侧少部分牙冠牙本质，应立即拍 X 线片，了解牙周组织有无损伤及损伤程度。若牙根有折断或折线，应拔除；若牙根稳固，牙周组织轻度损伤，可行根管治疗后做桩核冠修复。

5. 牙冠折断至颈部、根斜折少许　若为前牙、牙根稳固，牙根较长，牙周组织轻度损伤(X 线片显示)。此时除进行根管治疗外，尚应根据情况适当做牙龈组织切除，使桩核获得良好固位。

6. *多数前牙松动* 当前牙受外伤后，数个前牙出现松动、叩痛，牙周组织受损伤。应立即做松动牙固定，使受伤的牙周组织得到保护，使其不再受到咀嚼时外力的创伤。因外伤造成的牙周膜撕伤和牙槽骨破坏，经松动牙固定后，牙周组织可逐渐恢复。

第二节 余留牙及错位牙的处理

一、余留牙的处理

口腔中各个牙齿因年龄的不同，在行使咀嚼功能的过程中，发挥着不同的功能，年龄越大，则发挥的功能时间越长，特别是口腔中的第一磨牙在 6 岁时就萌出，又是主要承担咀嚼压力的磨牙。在人的一生中维持生命的活力，保持身体的健康，上下左右四个第一磨牙发挥着巨大的作用。因此在我们临床工作中，常见第一磨牙出现龋病或牙周病，甚至松动或已被拔除，或自行脱落。

注意口腔保健，口腔卫生状况好者，牙齿的健康状况要好些，而另一些经济不发达，生活贫困的山区，人们的口腔卫生情况很差，口腔中常见牙齿龋坏、松动、残冠、残根。而且牙齿的健康与人们全身的健康状况密切相关，身体虚弱、抵抗力差的人，牙齿容易产生疾病，而松动脱落。

余留牙是指在进行口腔修复时，口内现存的牙齿。如当口腔中有个别牙或部分牙已被拔除而缺失，尚有更多的牙余留在口腔中，而这些余留牙，有些是健康的，有些是有龋病或牙周病的牙，也有些已成残根或残冠的牙。一般来说，对松动牙，龋病、牙周病的牙，残根残冠应进行处理，而健康的牙应加强预防保护，原则上凡能保留的牙应尽可能的加以保留，不要在未检查清楚之前，就先考虑拔牙。因为牙齿拔去一个就少一个，是不能再生的。关于龋病、牙周病的处理在本章第一节已叙述，故不赘述。

（一）残冠、残根的处理

残冠是指牙齿因龋病或外伤后，尚余留有少部分牙冠组织存在，而大部分牙冠缺损，仅留颊侧或舌侧组织，或仅余留近中颊或远中舌侧组织。残冠若为多根牙，且根稳固，根周有 2/3 以上的牙槽骨存在，牙周膜健康，则可做根管治疗后，根管内打桩，做桩核全冠修复以恢复残冠的形态及功能。

残冠若根周情况差、牙槽骨吸收至根尖 1/3 处，残冠松动，则建议拔除。

残根一般是指牙冠已缺损仅有牙根存在，若为单根牙，根稳固，X 线片检查见根的牙周组织健康、牙槽骨仅在牙颈部有部分吸收，根有一定的长度，则可以做桩核冠修复。但残根必须经过彻底的根管治疗。

若残根有根尖暗影（X 线片显示）根稳固、根有足够的长度，可进行根管治疗后再修复。应在根尖暗影及炎症完全消除后再修复，否则在全冠修复后易使根尖病变复发，甚至最后被拔除。

残冠和残根的保留与拔除应根据牙根的破坏范围，有无根折，根尖周组织的健康状况，并结合口腔内科治疗效果，以及修复效果综合考虑。如残根破坏严重，牙体缺损已达龈下，而且根周组织病变范围较广泛，预计治疗效果不佳者，可考虑拔除。此外如为多根牙的残根、牙冠已完全破坏或缺损，口腔内仅余留 2 个残根，而且根短，根尖有炎症，则建议拔除。如果残根较稳固，根暴露在龈缘以上，根周组织无明显病变，或病变范围较小，同时对义齿的支持和固定有一定作用时，则应进行根管治疗后加以保留。对于单根牙的残根，在可能范围内尽量保留，经根管治疗后，可做桩核冠修复。

（二）松动牙的处理

由于牙齿的牙根是埋在牙槽骨内的，牙根与牙槽骨是由结缔组织纤维将两者连接起来的，纤维通称为牙周膜，它具有一定弹性，有一定的厚度，因而在生理状态下牙齿有一定的松动度，其运动主要是水平方向的，但也有极微小的轴向松动度，均不超过 0.02mm，临床上不易觉察。在病理情况下，牙的松动度超过生理范围。

1. *牙齿松动的原因*

（1）牙周膜的急性炎症：如急性根尖周炎或牙周脓肿等，可使牙齿明显的松动，而且患者上下牙齿不能接触咬合。这是由于牙周膜充血水肿所致。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2)殆创伤:殆创伤可引起牙槽骨垂直性吸收,牙周膜间隙增宽,牙齿松动。若为单纯的殆创伤不会引起牙周袋形成,当殆力消除后牙槽骨可自行修复。若是牙周炎的牙齿伴有殆创伤时,则牙齿的松动度更加明显。

(3)不良修复体:如修复体设计不当,基牙受到过大的殆力可产生牙齿松动,或是修复体殆面有高点,有过陡的牙尖斜面,均可使基牙产生松动。

(4)牙槽骨吸收:牙槽骨吸收,牙周膜也不存在,则牙齿的支持组织减少,牙齿产生松动。这种情况多由牙周炎造成。一般当牙槽骨吸收达根长的1/2以上时,特别是牙齿的颊、舌侧,近、远中侧均发生牙槽骨吸收时,临床上发现牙冠与牙根的比例失调,使牙齿松动度逐渐增大。单根牙比多根牙的松动度更明显。牙根短小,呈锥形者,比根粗而长的牙齿更容易松动,丧失了邻牙的牙因无依靠,也更易松动。

(5)女性激素水平的改变:当女性妊娠期、月经期,以及长期服激素类避孕药时,牙齿的松动度增加。

2. *松动牙的处理* 当牙齿松动时,应仔细检查找出原因,根据不同的原因,进行有针对性处理,是可以使牙齿重新稳固的。但牙槽骨有吸收的牙,要使牙齿再稳固是比较困难的。

(1)急性炎症、殆创伤松动牙的处理:可用药物治疗炎症,待牙周膜水肿消失后,牙齿逐渐变稳固,创伤殆引起的牙齿松动,应进行调殆,去除创伤,建立平衡殆。即消除个别牙上过大的殆力,使殆力分散,则受创伤的牙可逐渐变稳固。

(2)不良修复体处理:可以调改修复体殆面,或者去除不良修复体,重新再设计制作新修复体。但应注意应在基牙牙周组织恢复健康后再修复。

(3)对松动牙进行制动处理:松动牙在行使功能过程中,多少均要承受殆力,殆力的作用加重了松动牙的动度,从而加重了松动牙牙周组织的损伤,使这种松动牙的牙槽骨吸收更快,以后将会松动脱落。在修复治疗中,可采用夹板将松动牙与健康稳固的牙固定在一起,使之形成一个整体。在咀嚼时咀嚼压力可以通过夹板将力量分散到夹板内其余的牙齿上,减轻了松动牙承受的殆力,减少松动牙的创伤,使牙周组织逐渐得到恢复。而牙槽骨不再产生破坏和吸收,还可能有新的牙槽骨生长起来。

夹板的设计因患者口腔松动牙的松动度,在牙弓上的部位,以及对颌牙的健康状况的不同而有所不同,但夹板的固定松动牙的效果是良好的,是为广大口腔医师和患者所认同的。

(4)拔除松动牙:当松动牙的牙槽骨吸收达根尖1/3,松动度为Ⅲ度,经夹板固定无明显好转者,建议将松动牙拔除。

(三)根分叉病变牙的处理

根分叉病变是指牙周炎的病变波及多根牙的根分叉区,这种病变可发生于任何类型的牙周炎。根分叉病变以下颌第一磨牙的发病率最高,发病率随着年龄的增大而不断上升。

1. *发病原因*

(1)牙菌斑:牙菌斑是牙周炎的主要病因,牙周炎发展到一定程度或阶段,牙周袋不断加深,牙槽骨吸收,使根分叉区暴露。该处易堆积牙石,形成牙菌斑,要进行牙菌斑控制和牙石的清除是十分困难的,因此加速了病变发展。

(2)殆创伤:根分叉区是对殆力敏感的部位,一旦牙龈的炎症进入该区,将加速组织的破坏,常常造成坑状或垂直骨吸收。特别是根分叉病变仅局限于一个牙齿时,多为殆创伤因素造成。

(3)牙根的解剖形态

①根柱的长度:根柱是指牙根尚未分叉的部分,其长度是指从釉牙骨质界至两根分开处的距离。一般认为第一磨牙的根柱长度大于第二磨牙和第三磨牙。在同一个牙齿上,各个牙面的根柱长度是不同的,如上颌第一磨牙,近中面根柱长3mm,颊侧为3.5mm,远中侧约为5mm。而下颌第一磨牙的颊侧根柱比舌侧短。根柱较短的牙,根分叉的开口离牙颈部近,一旦发生牙周炎,较易发生根分叉病变。

②根面的外形:上下颌磨牙的近中颊根和近中根均为颊舌径大于近远中径的扁根,在根分叉的一侧常有沿冠根方向的梨沟状凹陷,一旦发生根分叉病变,沟状凹陷处很难清洁。

(4)牙颈部的釉质突起:经统计约有40%的多根牙在牙颈部有釉质突起,多见于磨牙的颊面,牙齿釉突较长,伸进分叉区,甚至到达根分叉的顶部。因该处无牙周膜附着,仅有结合上皮,在牙龈

有炎症时，该处易形成牙周袋。

(5)磨牙牙髓感染和炎症可通过髓室底处的副根管扩散蔓延至根分叉区，造成根分叉区的骨吸收和牙周袋。

2. *根分叉病变的处理* 根分叉病变因其解剖特点，治疗难度大，疗效也受到一定影响。

(1)清除分叉病变区内牙根面的牙石、牙菌斑：当牙周袋不太深，为骨上袋时，可做龈下刮治使牙周袋变浅。

(2)手术治疗：对骨质破坏较多，牙龈退缩者，通过手术使根分叉充分暴露，有利于患者控制牙菌斑。

(3)拔除：根分叉病变严重，牙槽骨吸收多，近根尖者，可以将此牙拔除。

二、错位牙的处理

错位牙是由各种原因造成的，牙齿的错位是各种各样的，如错位牙缺损或畸形的修复；牙体缺损相邻牙错位时的修复；牙列缺损缺隙相邻牙的错位，这些情况均给修复造成较大的困难。

错位牙的处理应根据患者的年龄，错位牙错位的程度，错位牙在牙列中所处的部位，而采取适当的处理。处理的目的使修复后获得良好的生理功能和面部美观的效果，从而进一步恢复患者的身心健康。

(一)12岁左右患者及年轻人错位牙的处理

1. *12岁左右患者错位牙处理* 12岁时，口腔中乳牙已全部脱落，恒牙基本已萌出，上下牙列的𬌗关系基本形成，牙列比较稳定，可对错位牙采取正畸治疗。因儿童处在生长发育期，进行正畸治疗可取得较理想的效果。

2. *年轻人错位牙处理* 成年后已发育成熟，进行正畸矫正错位牙，也可取得较好的效果，但正畸需要长时间的治疗，才能获得理想效果。要求患者要定期到医院诊治，患者必须具有信心，耐心才能完成较长时间的正畸治疗。

(二)上前牙前突的处理

上前牙前突是指上前牙向前突起，开唇露齿，上下口唇不易紧闭，或者合不拢。前牙不能进行切割，而且影响美观，形成口呼吸，使这种畸形越发展越严重。

1. *轻度上前牙前突者* 这种情况若患者年龄在20～30岁之间，可采用正畸治疗，可获得良好的效果。

2. *上前牙前突上颌无明显前突者* 可将前突的上颌牙冠做根管治疗，将牙冠在颈部切断，然后做桩核全冠修复，改善面部美观。

3. *上前牙及上颌骨前突严重，下前牙咬在上颌腭黏膜上者* 要求修复，改善上下牙至较正常的关系，并改善面部美观，由于患者前牙错位严重，建议拔除错位牙，再做固定义齿修复。

4. *上前牙前突，牙根部分暴露，牙齿有松动者* 建议拔除错位的上前牙，伤口愈合后修复，可改善面部美观并恢复功能。

(三)前牙反𬌗的处理

前牙反𬌗，一般称为“地包天”，面下部分变短、上唇凹陷，影响美观，患者要求修复治疗。

1. *轻度上下前牙反𬌗* 可以进行上前牙全冠修复，改善上下牙的反𬌗关系为正常的上前牙覆盖下前牙的关系。

2. *中度上下前牙反𬌗，上颌骨无明显的凹陷* 将反𬌗牙做根管治疗后，再做桩核全冠修复，使上下前牙具有正常的覆盖关系，改善面部的外形。

3. *上颌骨内陷，上下前牙反𬌗，反覆盖较深* 这种情况伴有面下1/3变短，需升高咬合，以恢复面部高度。可做上前牙双牙列修复，同时做后牙𬌗垫升高咬合，并可用基托恢复上颌骨丰满度。

(四)牙弓外错位牙的处理

在临床修复工作中，常见有个别牙位于牙弓之外的唇(颊)侧或舌(腭)侧。这些牙齿无咀嚼功能，而且也影响美观。

1. *牙颊侧错位，有部分在牙列内* 多见于前磨牙错位于牙弓的颊侧，于相邻的前后牙之间隙，若患者年龄小或为年轻人，则可以正畸治疗较理想。若正畸治疗有困难，错位牙造成前后相邻牙有食物嵌塞，则可拔除错位牙，再进行修复。

2. *牙错位于舌侧有龋坏，牙冠缺损* 则视错位牙有无功能，若有功能可进行充填；若无功能或牙齿松动，根周情况差建议拔除错位牙。

3. *错位牙完全位于牙弓之外，其前后相邻牙已接触* 错位牙完全被挤在牙弓的颊侧或腭(舌)侧，常常刺激口腔软组织，而错位牙完全与对颌无咀嚼功能，则建议拔除错位牙。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（五）错位牙位于缺牙间隙的处理

牙列内个别牙或数个牙缺失后，由于相邻牙失去支持或因𬌗力的关系，缺隙的邻牙逐渐向缺隙区倾斜移位或错位。因此牙齿缺失后，待伤口愈合应及时将缺失牙修复。

1. 错位牙倾斜移位，牙稳固牙周组织健康　将错位牙进行矫治，使其复位，并做固定义齿修复，防止其错位。

2. 错位于缺隙颊侧有松动的牙　这种情况应照X线片，视牙周情况而定，若牙槽骨吸收达根长的1/2，建议拔除错位牙再修复。

（六）低位牙处理

低位牙是指牙齿𬌗面位于口腔𬌗平面以下的牙齿，与对颌牙之间有间隙无𬌗面接触，这种牙齿不能发挥咀嚼功能。

1. 低位牙稳固　由于牙齿无功能，牙周组织得不到正常的生理性刺激，牙槽骨易萎缩而产生吸收，同时低位牙与邻牙因接触关系破坏，易引起食物嵌塞。若低位牙稳固，牙周组织健康，可做高嵌体修复，也可做全冠修复以恢复𬌗面高度，使与对颌有良好的接触关系。

2. 低位牙龋坏　则应先进行龋病治疗，若龋坏范围广泛，根尖有病变，进行根管治疗后，再修复。

3. 低位牙松动　低位牙有明显松动，根周情况差时，建议拔除后，再修复。

（七）过度伸长牙的处理

过度伸长牙常因对颌无牙而造成，如上颌第三磨牙，当下颌第三磨牙拔除后，由于失去对颌牙，相对的上颌第三磨牙的下方形成空隙，牙齿不断向空隙处生长，逐渐超出上颌牙的𬌗面。在口腔咀嚼食物时，下颌做上下运动无阻碍，但下颌后退或侧向运动时受阻，不能自由运动。

1. 过度伸长牙稳固，根部仅少部分暴露在口腔中　可做牙髓治疗后，将伸长的牙冠切断一部分。

2. 过度伸长牙，根1/2暴露在口腔中　这种情况，建议拔除伸长牙。

3. 过度伸长牙松动Ⅱ度　建议拔除伸长牙。

（八）扭转牙的处理

牙齿的牙冠分为唇（颊）、舌（腭）侧，近、远中侧四个面，唇（颊）面与口腔唇、颊黏膜接触，舌（腭）面与口腔舌体接触，近、远中面与相邻的牙齿接触。当牙齿的唇面向近中旋转，此时，牙的唇面与邻牙的邻面接触，称为扭转或旋转牙。从面部观，牙排牙不整齐、不美观，扭转牙与邻牙间常有食物嵌塞。扭转牙视扭转的程度，在牙弓上的排列位置，考虑其处理问题。

1. 侧切牙轻度扭转可做全冠修复，但在牙体制备时注意切勿伤及牙髓。

2. 前牙扭转、根稳固，邻牙畸形，可设计成连冠，同时修复扭转牙与畸形牙。因扭转牙在牙弓上排列异常，牙体制备时，不可将扭转牙磨除过多，伤及牙髓。

3. 扭转程度大，如90°或大于90°，或牙体制备保髓困难时，可以将扭转牙做根管治疗，然后将牙冠去除部分做桩核全冠修复。

4. 扭转牙因𬌗创伤向唇侧错位，牙根稳固时，可做根管治疗再修复。

5. 扭转牙松动，根周牙槽骨吸收，则可摘除扭转错位牙。

总之，口腔情况是复杂多变的，在修复治疗之前，应对错位牙进行适当处理。一般来说最理想的是正畸治疗，但正畸受年龄的限制，而且价格昂贵，并需要较长的时间才能获得理想的效果。因此，成年人因工作忙碌，家务事多，无法进行正畸治疗，多选择修复。在修复工作中遇到错位牙应尽可能保留，若牙冠不能保留，也可做根管治疗保留牙根。应特别注意扭转牙是否冠根整体转动，做桩时应注意根的方位及根管方向及根管直径，不要使根侧穿，给患者造成损害。

第三节　𬌗的准备

𬌗是指上下颌牙的接触关系。𬌗在口腔专业中包括动和静两个含意。𬌗即指上下颌牙齿的静止时的接触，也包括上下颌牙各种功能运动的接触。因此就有正中𬌗、前伸𬌗、侧向𬌗、浅覆𬌗、深覆𬌗、反𬌗、开𬌗、对刃𬌗、平衡𬌗、中性𬌗、近中𬌗、远中𬌗等。

咬合为下颌运动中上颌牙与下颌牙的接触关系。咬合由下颌运动来实现的，下颌运动受神经

的控制，以咀嚼肌肉为动力，颞下颌关节及秴的运动来完成的，各部分必须健康，并互相协调，才能很好地发挥生理功能。颞下颌关节和秴虽然是被动的，但也能影响下颌运动。决定下颌运动的因素主要包括：双侧颞下颌关节，秴和神经肌肉。其中以秴因素变化最大，如乳牙秴到恒牙秴的替换过程，秴的生理磨耗，由于龋病、牙周病、外伤所致的牙体缺损、牙列缺损，牙的折断，牙周组织的破坏和吸收，以及相继发生的牙松动、牙缺失、牙倾倒、牙移位等，神经肌肉也相应地发生变化。

一、异　常　秴

咬合时，经牙周感受器将信息输入神经中枢，然后发出指令至肌肉，形成人体的正常咬合运动。形态与功能是相互补充，密切相关的，形态改变，功能将受到影响，同样，功能也可促使形态的改变。一般认为牙的交错接触代表秴的形态，下颌运动时的秴接触代表秴的功能。功能的正常与异常之间的关系是反映形态与功能间的协调与不协调的关系。

形态与功能协调，显示组织对作用力的生物学反应在生理范围内，受力后可恢复健康；形态与功能不协调，可产生对肌肉、颞下颌关节及牙周组织等的病理性反应或损害。

（一）秴异常的症状

秴异常主要指秴功能异常。

1. *创伤秴*　创伤秴是因早接触，秴干扰使早接触的牙齿受到过大的咬合力或侧向力，使该牙的牙周组织损伤。此外，也可能因牙周支持组织的病变，支持力不足或减小造成创伤秴，如牙周组织退缩，牙根暴露，使临床牙冠增长，改变了冠根的正常比例关系，改变了秴力与牙周支持力的关系，即秴力大，而支持力小，使牙周组织不能承担原来的正常咬合力。因秴异常而产生的创伤秴，主要是由早接触、秴干扰造成的。

2. *秴面过度磨耗*　牙齿秴面过度磨耗，使牙体外形改变，牙冠变短，牙冠颊舌径增宽，尖窝沟嵴不清晰，秴面边缘嵴变锐，牙本质暴露。轻者有过敏症状，重者可导致牙髓病变。这种秴的严重磨耗是由夜磨牙及紧咬牙等异常功能所造成。牙的磨耗使口腔咬合高度降低，髁突向上后移位，关节内压增加，秴面变平，咀嚼效率降低，导致颞下颌关节功能紊乱。

3. *颞下颌关节紊乱症*　秴与颞下颌关节间存在着形态与功能协调一致的关系。秴形态异常、秴有创伤可引起秴功能紊乱，因而出现颞下颌关节紊乱症。

正常秴在功能运动时，是和谐无阻碍的，如果有早接触存在，为了减少早接触时的创伤，中枢神经引导肌肉避开早接触，这时改变了肌张力和关节内的结构，因此受到微力创伤。这种创伤导致关节结构的组织改建，进而引起结构的紊乱。

又如上颌第三磨牙伸长，造成下颌后退障碍，下颌第三磨牙伸长，可造成下颌前伸障碍。秴障碍均可造成颞下颌关节病变。

（二）秴异常的影响

1. *对牙周组织的影响*　秴异常产生早接触及秴干扰，使牙齿的牙周组织受创伤，牙槽骨吸收，牙齿松动，不及时处理，将会造成松动牙脱落或被拔除，牙缺失后也会进一步产生秴功能异常。

2. *对肌肉组织的影响*　秴功能异常，使相关的肌肉组织，肌张力发生改变。肌功能与咬合协调时，肌功能是正常的。当咬合异常时，如有秴干扰或早接触，中枢神经系统进行保护性调节，使颌骨肌肉继续作用，但改变作用方向，以避开早接触，免受创伤。这时肌肉组织承受了额外负担，长此以往肌肉的结构遭到破坏。

3. *对颞下颌关节的影响*　因牙弓上牙齿错位，咬合错乱，如深覆秴，特别是内倾性深覆秴，影响下颌的功能运动。锁秴的危害更大，不仅后牙的咬合接触面积小，下颌的功能运动受到限制。以上两种秴功能异常，下颌只能做铰链运动，前伸运动及侧向运动受限。颞下颌关节产生适应性改建，关节组织发生变化，甚至引起退行性变。反秴也可使关节运动受限，在咀嚼和吞咽时，产生不正常的肌张力和下颌运动。以上秴异常均对颞下颌关节造成损伤。

（三）秴异常的处理

秴异常时，在固定修复前，应将其进行处理，才能使修复后建立正常的秴曲线，恢复正常的秴功能。

1. *调秴*　调秴是通过对牙齿的选择性调磨，消除秴干扰或改变秴面形态，从而使上下颌牙齿咬合时秴力分布均衡，消除侧向秴力，使秴关系

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

协调。

(1)调秴的目的:消除秴创伤、异常的肌紧张、磨牙症的疼痛;建立修复前适宜的秴型;提高咀嚼效能,并保护牙周组织;消除咬唇、颊、舌的现象。

(2)调秴的适应证

①由秴引起的原发性创伤;由创伤引起了牙体、牙周,颞下颌关节、神经肌肉不适者。

②由秴引起的继发性创伤;有牙齿松动,牙周支持组织损害。

③功能性运动受限。

(3)调秴方法:调秴应按照一定的步骤和方法进行。一般对局部秴干扰易确定方位,对广泛的秴干扰,不易明确地了解到干扰的部位。或医师经验不足时,可以取研究模,在模型上依据正中关系及非正中关系进行分析,用秴纸标记出早接触的牙齿部位。然后再直接在患者口内调秴。调秴时医师用手指压稳被磨改的牙齿,以消减振动,减轻患者的不适感。调磨后应用橡皮轮及2%的氟化钠膏,将磨除的表面磨光和脱敏处理。

2. *颞下颌关节紊乱症的治疗*　治疗是消除引起颞颌关节,咀嚼肌、秴三个组成部分的不协调因素。治疗前应详细了解询问病史,进行全面检查,根据诊断病因和症状作出治疗计划。

(1)医疗教育:让患者了解该病的原因、机制树立信心,消除恐惧心理。

(2)对症治疗

①药物治疗:口服镇静药(禁大剂量服用)。

②封闭治疗:局部麻醉,起止痛作用。

③物理疗法:用超短波电磁疗法,对神经系统、心血管系统有影响,有消炎止痛作用。

3. *秴重建*　由于秴功能异常,不能进行咀嚼运动,此时可通过修复方法,适当地恢复垂直距离,重新建立正常的秴关系,使之适应颞下颌关节及颌面部肌肉的解剖生理情况。以消除秴异常引起的口颌系统紊乱,恢复其正常的功能。

(1)适应证

①牙齿秴面重度磨耗:秴面形态受到破坏,不能行使正常的咀嚼功能。

②牙齿缺失:邻近缺隙的牙倾斜移位,对颌牙向缺隙伸长,导致咬合失调,不能用一般义齿修复进行治疗者。

③秴失调,使正常的口腔功能受到干扰:下颌正常的闭合运动及各种功能性运动路径与上下牙齿间的接触不相协调,采用一般义齿修复不能得到良好效果者。

④需要进行较广泛的口腔治疗者:如有牙缺失、重度秴磨耗,或旧义齿已不能用,需要重新修复时。

⑤颞下颌关节功能紊乱:由于秴与颞下颌关节结构关系失调,影响正常的下颌运动与关节运动,引起关节功能紊乱,则可重建咬合。

秴重建时,医师必须将病情告诉患者,以及秴重建可能达到的效果,获得患者同意和合作后才能进行修复治疗。

(2)秴重建的原则

①应保持正常的息止秴间隙:息止秴间隙是当下颌处于休息静止状况时,上下牙列自然分开,无秴接触,此时上下牙列间存在的间隙。此间隙为2～3mm。秴重建时应以此间隙为标准,因当秴磨耗时,需升高面下部1/3高度,过高过低均不合适,应恰到好处,即升高后应保持有正常的息止秴间隙。

②使形态与功能协调:在秴重建时,应使下颌功能运动中使工作侧牙齿保持接触,同时颞下颌关也能在正确的位置,使牙齿的支持结构与关节间力的分布均匀。

(3)秴重建的方法:秴重建之前,应先治疗龋病及牙周病,并让患者知情,取得与医师的合作。

①确定秴重建的范围及修复类型:根据目前患者口颌系统具体情况,确定上下牙齿的对位关系、尖窝关系,以及修复类型、冠类、桥类修复。

②颞下颌关节紊乱症的秴重建:秴重建范围广者,可先做可摘义齿修复,逐渐调整,观察较长时期后,修复设计的义齿达到与关节协调后,再做永久修复。永久修复可做可摘修复,也可做固定修复。

为了使修复设计更可靠合理,适合各患者的具体情况,修复时可先取模型,将模型上在秴架上,仔细研究,再确定修复设计方案。

二、秴与修复

秴与咬合、秴与咀嚼肌功能、秴与颞下颌关节功能均有密切关系,对秴的分析应全面考虑。在修复治疗时,应做到口颌系统各部分功能都能协

调。修复治疗必须恢复良好的𬌗关系、𬌗与咬合协调,𬌗与咀嚼肌以及颞颌关节的协调,才能使修复体长期的在口腔内使用,并发挥应有的生理功能。

(一)患者𬌗的现状

1. *患者身体健康情况* 身体健康者,口腔卫生状况良好,口腔的各器官、咀嚼肌群和关节基本正常,各部分的功能正常;身体多病,体弱者,口腔中牙齿松动、有缺牙者,特别是牙缺失后因工作忙,或是经济情况差,而未及时进行修复者,常常出现𬌗异常,影响咀嚼功能。

身体健康状况与年龄有密切关系,一般年轻者身体健康,口颌系统无病变,咀嚼功能好。而年纪大者,虽身体健康,口腔咀嚼功能好,各部位功能协调,但牙齿有不同程度的磨耗及食物嵌塞。老年人身体健康状况差者,神经肌肉的功能差,在修复时,对𬌗型改变后的适应慢,应注意这一特点。

总之患者的身体健康与年龄在𬌗修复时应予以足够的重视。

2. *面部情况* 𬌗的正常与否,与面部情况密切相关,应了解面部情况。

(1)面部表情:表情是否自然,面部上下左右各器官是否对称、协调,唇齿关系是否正常。

(2)垂直距离、息止𬌗间隙:下颌在生理息止颌位时,面下部与面中部是否协调。息止𬌗间隙的大小。

(3)颞下颌关节运动情况:下颌做各种运动时,关节的运动是否协调有弹响、疼痛或受限情况,髁突位置、形态、关节间隙大小等有无异常。

(4)下颌运动情况:运动是否受限,张闭口运动是否发生偏斜。

3. *口腔情况* 了解口腔情况的重点应着重了解与𬌗相关的问题。

(1)牙齿及牙周情况:有无龋病、牙周病、牙齿形态正常否,有无错位牙。

(2)牙弓情况:上下牙弓是否协调,牙弓与面部协调否。

(3)牙齿𬌗面磨耗情况:磨耗范围、区域,严重程度,有无偏侧咀嚼。

(4)𬌗曲线:纵𬌗曲线与横𬌗曲线是否正常,曲线过大或过小,纵𬌗曲线是否两侧对称,一般应两侧对称,横𬌗曲线应前后协调。

(5)咬合情况:正中𬌗、非正中𬌗接触关系如何,有无早接触,或无接触。正中𬌗与正中关系𬌗是否协调,正中关系𬌗是否稳定。

(6)牙齿缺失情况:缺牙部位、数目,邻牙及对颌牙情况。

(7)牙槽嵴情况:牙槽嵴丰满度如何,有无牙槽嵴萎缩情况。

(8)唾液:唾液分泌质稠量少时,不利修复。量大质稀时无妨。

总之对患者的𬌗的情况应了解清楚,便于修复时解决存在的问题。

(二)𬌗与修复

应根据𬌗的现状,患者身体健康情况,年龄进行修复治疗。修复体是通过修复后的人工牙𬌗面与对颌牙接触咬合而发挥生理功能的,建立的𬌗,咬合应与修复前的𬌗、咬合协调,与颞颌关节协调,与咀嚼肌协调。

1. *对修复的要求*

(1)𬌗力:修复体恢复的𬌗力应在牙齿及其支持组织的耐受力之内。使𬌗力以轴向力为主,减少或无侧向力。

(2)使正中𬌗与正中关系𬌗相协调,形成广泛的正中𬌗接触。

(3)修复体的𬌗、咬合应与余留牙的𬌗关系,肌肉作用及颞颌关节运动相协调。

(4)注意恢复和保持患者面部的协调对称和美观性。

(5)改善患者语音功能,修复后不要影响发音,使语言不清晰。

2. *修复体类型* 根据患者口腔颌面部具体情况,选择修复体类型。牙体缺损者可选用嵌体、全冠修复体,牙列缺损者多选用固定义齿修复,也可选用可摘局部义齿修复,这决定于患者的口腔情况、个人意愿和经济条件。

(赵云凤)

参 考 文 献

1 樊明文. 牙体牙髓病学. 第 2 版. 北京:人民卫生出版社,2003:3,56,59

2 曹采方. 牙周病学. 北京:人民卫生出版社,2000:1,

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

3,48,105

3 马轩祥．口腔修复学．第5版,北京:人民卫生出版社,2003:22—26

4 徐君伍．口腔修复理论与临床．北京:人民卫生出版社,1999:675

5 王惠芸．殆学．北京:人民卫生出版社,1990:213,296,309

6 徐樱华．实用殆学．成都:四川大学出版社,1990:92—99

第4章 嵌体修复

Chapter

嵌体(inlay)是一种嵌入牙体内部获得同位，以恢复牙体缺损的形态和功能的固定修复体，或作为固定义齿的冠内固位体。与银汞合金充填相比，合金嵌体的优点是机械性能优良，树脂嵌体、瓷嵌体则比较美观。嵌体的主要缺点是边缘线长，牙体组织切割较多。

根据制作材料的不同，嵌体可分为合金嵌体、树脂嵌体和瓷嵌体等。合金嵌体是用金合金或其他种类合金材料铸造而成，其机械性能高，坚固耐用；树脂嵌体是采用树脂材料制作而成，其颜色与天然牙色较谐调、操作简便，但强度较合金嵌体低、质软、易磨损；瓷嵌体是采用陶瓷材料经烧结、铸造、或机械加工制作而成，其颜色与天然牙色谐调、机械性能好、质硬耐磨损，但脆性大、易折裂。

根据嵌体所修复牙面数目的不同，可分为单面嵌体、双面嵌体和多面嵌体。以其修复部位可分为近中-殆面(MO)嵌体、远中-殆面(DO)嵌体、近中-殆-远中(MOD)嵌体、颊-殆(BO)嵌体、舌-殆(LO)嵌体等。

有些嵌体覆盖患牙殆面，用以恢复患牙殆关系或预防患牙折裂，称为高嵌体(onlay)；为增加嵌体的固位力，可采用针道固位，称为针形嵌体(pinlay)；嵌体覆盖牙冠的大部或全部者称为嵌体冠。

第一节 充填与嵌体修复

充填与嵌体修复皆是在缺损牙上制备一定的洞型，应用人工材料恢复缺损牙的解剖形态与生理功能。其不同之处在于充填体是在口内直接制作，而嵌体则是在口外制作，应用粘结剂粘固于制备的窝洞内。

对于充填修复，由于修复体直接在口内制作，在制备牙上制备一定程度的倒凹，可使修复体获得较强的固位力。同时，还可以应用固位针以增强其固位作用。

一、银汞合金

银汞合金固化时，会有一定程度的尺寸变化。一般来说，银汞合金在调合后30min显示收缩，由于汞被吸入合金颗粒间空隙，合金颗粒溶于汞，产生体积收缩；随着基质晶粒的形成和增长，彼此间有相互撞击所形成的向外压力而产生膨胀，24h后产生0.05%～0.1%的膨胀。理想银汞合金尺寸变化应该很小，如果收缩过大，则可导致微漏和继发性龋，适当的膨胀可增强边缘封闭，然而过度的膨胀，可对牙髓产生压力，易在牙体组织内产生张应力，增加牙体组织折裂的可能性。因此大面积的牙体缺损在银汞合金充填后，为了防止牙体组织的折裂，一般需采用全冠修复。此类缺损如采用嵌体或高嵌体修复，则可有效地提高修复牙的抗折裂能力。

银汞合金的膨胀与收缩，有赖于它的组成与操作工艺，许多因素可影响银汞合金的尺寸变化，如合金组成与调和比、研磨时间、充填压力、颗粒大小、污染等。充填体内汞含量越多，其膨胀越大；研磨时间越长、充填压力越大、合金颗粒越小，其膨胀越小；如有水分污染，则其膨胀明显增加，此种膨胀通常为迟缓性膨胀，多发生在3～5d后，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

可延续数月，严重者可达4%。

金属与合金承受小负荷而产生缓慢的塑性形变的现象称为蠕变。现已证实，银汞合金修复体失败原因中，最常见的边缘缺陷与蠕变有密切关系。蠕变大，则强度差，尤其是低铜银汞合金。蠕变与银汞合金的结构、粉汞比、充填及调牙合方法有关：汞含量增加，蠕变值变大，但对高铜银汞合金而言则影响不大；充填压力大者蠕变值小；研磨不足或过度研磨，以及研磨完成后拖延充填时间，均可使蠕变值增加。

二、树脂充填

树脂修复体失败的常见原因有：继发龋、修复体折裂、牙体折裂、边缘缺陷及磨耗等。与直接树脂充填相比，直接法树脂嵌体并无优越性。但有研究表明：直接法树脂嵌体的微渗漏要明显小于直接树脂充填。

Van Dijken 对直接法树脂嵌体 11 年的临床观察发现：直接法树脂嵌体(Class Ⅱ)的成功率为82.3%，直接树脂充填的成功率为72.7%，嵌体与充填两种方法间无显著性差异。其主要失败原因仍然是折裂、磨耗和继发龋。

由于树脂材料的改进及其性能的提高，树脂嵌体修复正逐渐为直接树脂充填所替代。

牙体缺损的修复，最常采用的仍然是充填的方法，只有当充填难以获得适当的固位与抗力时，方采用嵌体或冠进行修复。

三、嵌体的适应证

(一)嵌体的适应证

1. 各种严重的牙体缺损已涉及牙尖、切角、牙合边缘嵴以及牙合面，而采用常规充填治疗难以获得满意效果者。

2. 因牙体缺损造成邻接不良或食物嵌塞严重，需恢复邻面接触点者。

3. 牙合面大面积缺损或牙合关系异常，需要做咬合重建者。

4. 固定桥的基牙已有龋洞或要放置栓体、栓道附着体，可以设计嵌体作为固位体。

(二)嵌体的禁忌证

1. 青少年的恒牙和儿童的乳牙，因其髓腔大、髓角位置高不宜做嵌体，以免损伤牙髓。

2. 牙合面缺损范围小而且表浅，前牙邻面、唇面缺损未涉及切角可用充填的方法治疗者，不宜用嵌体修复。

3. 牙体缺损范围大，残留牙体组织抗力形差、固位不良者。

4. 对于美观及长期效果要求高的年轻患者或心理素质不理想的患者，前牙缺损慎用嵌体修复。

第二节 嵌体的固位

修复体牢固地附着在基牙上或窝洞内，在行使功能时，要抵御各方向外力而不致松动和脱落，此种抵御修复体松动与脱位的力，称为固位力。嵌体的固位力，主要依靠摩擦力、约束力和粘固力获得。

一、摩擦力

摩擦力(frictional force)是两个相互接触而又相对运动的物体间所产生的作用力。物体在滑动过程中产生的摩擦力叫做滑动摩擦力。当外力不大，两个相互接触的物体有相对滑动趋势时所产生的摩擦力称为静摩擦力。当物体受的外力增大到一定值时，处于即将滑动而尚未滑动的临界状态，此时的静摩擦力达到最大值，简称最大摩擦力(F_{max})。最大摩擦力的方向与相对滑动趋势相反，其大小与两物体间的正压力 N 的大小成正比，用公式表达为：$F_{max}=fN$。其中 f 为摩擦系数，其大小与两个接触物体材料及表面状况有关。

摩擦力的大小与两个物体接触面所受正压力成正比，两个接触面越紧密，接触点的压强越大，摩擦力也越大。因此，修复体(嵌体)与制备牙吻合面之间越吻合，其摩擦力也越大，修复体的固位就越好。

摩擦力主要抵抗修复体沿与就位道相反方向的脱位，而对于沿非就位道相反方向脱位的抵抗，则主要依赖约束力。

二、约束力

物体位移时受到一定条件限制的现象称为约

束。约束加给被约束物体的力称为约束力(binding force)。约束力是通过约束与被约束物体之间的相互接触而产生的,若约束本身是一刚体,则约束与被约束为刚性接触,称之为刚性约束。修复体与患牙密合时才有刚性约束。

下颌运动是多方向的,由于牙尖存在斜面,牙齿及修复体的受力方向是多变的,因此修复体的脱位既可以是垂直向的,也可以是侧向的。为了增强修复体的固位能力,防止侧向移位,可增加嵌体窝洞深度、减小窝洞的轴壁聚合度,或在制备牙上制备针道、轴沟、鸠尾形等,以增大牙体对于修复体的刚性约束力。

(一)嵌体窝洞的深度与轴壁聚合度

增加嵌体窝洞深度不但可以增加嵌体与制备牙间的接触面积,牙体组织对嵌体的约束力也增大,抗侧向旋转脱位的能力增强。窝洞深度过小时,如果嵌体轴壁不够密合、嵌体秴面的一侧受力时,以一侧嵌体边缘为支点旋转,因对侧无牙体组织阻挡而容易脱位(图 4-1)。因此,嵌体窝洞的深度一般应在 2mm 以上。

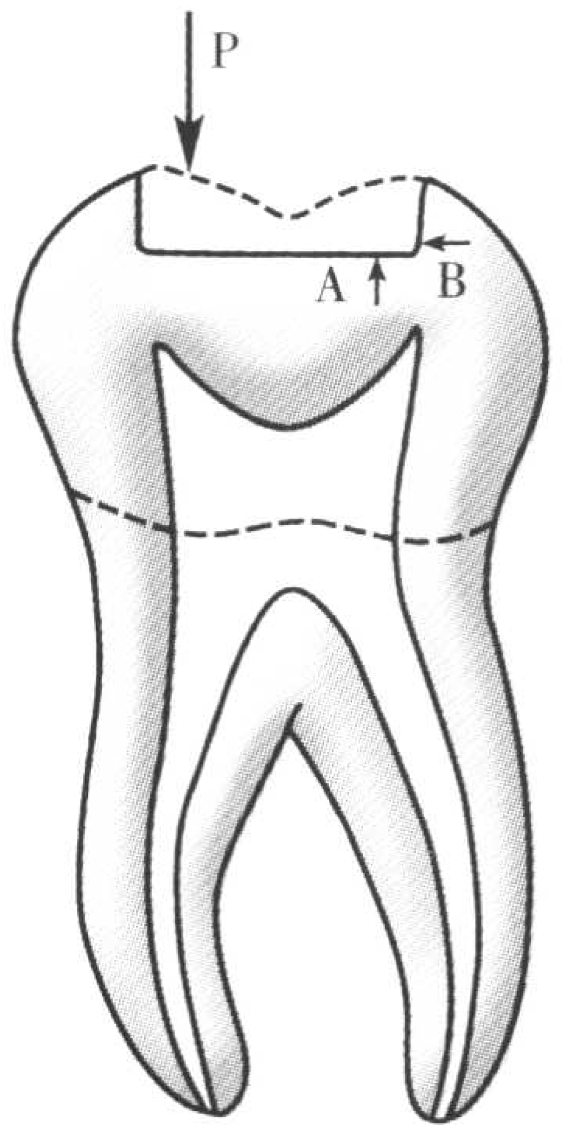


图 4-1　嵌体窝洞深度对嵌体固位的影响

嵌体窝洞的轴壁相互平行可增加牙体组织对嵌体的约束力和摩擦力,有利于嵌体的固位。Cowell 等的研究发现:固位力与制备体轴壁间的聚合度成反比。但轴壁间聚合度在 1°～4°时,对固位力无明显影响;如果聚合度为 10°,则固位力明显下降。为了增加固位,应尽量使制备体的各轴壁平行。为了方便嵌体的就位,窝洞轴壁可向洞口敞开 2°～5°。

(二)针道与轴沟

针道(pin holes)是深入牙体内的一种较好的固位形式,牙体磨除少、约束力和摩擦力较强。作为辅助固位型的针道,其深度应穿过釉牙本质界到达牙本质内,一般为 2mm,根据需要,死髓牙的针道可适当加深;其直径一般应为 1mm 左右,常用 700 号裂钻制备;针道的位置一般置于避开髓角或易损伤牙髓的部位;多个针道之间应相互平行,并与嵌体的就位道一致。

轴沟是凹入牙体表面的半圆形固位形式,沟的一侧不被牙体组织包围,它具有较强的约束力以抵抗嵌体的水平移位及秴向脱位,牙体磨除少,切割表浅。轴沟越长,其固位能力越强,轴沟的深度一般为 1mm,多个轴沟制备应相互平行,而且应和嵌体的就位道一致。

(三)鸠尾固位形

鸠尾用于邻面或邻秴面牙体缺损的嵌体修复时,其约束力可防止嵌体的水平脱位。鸠尾峡的宽度一般应不大于秴面宽度的 1/3。鸠尾峡狭窄,修复体容易折断,过宽则抵抗修复体侧向移位的能力降低,并易引起牙齿的折裂(图 4-2)。

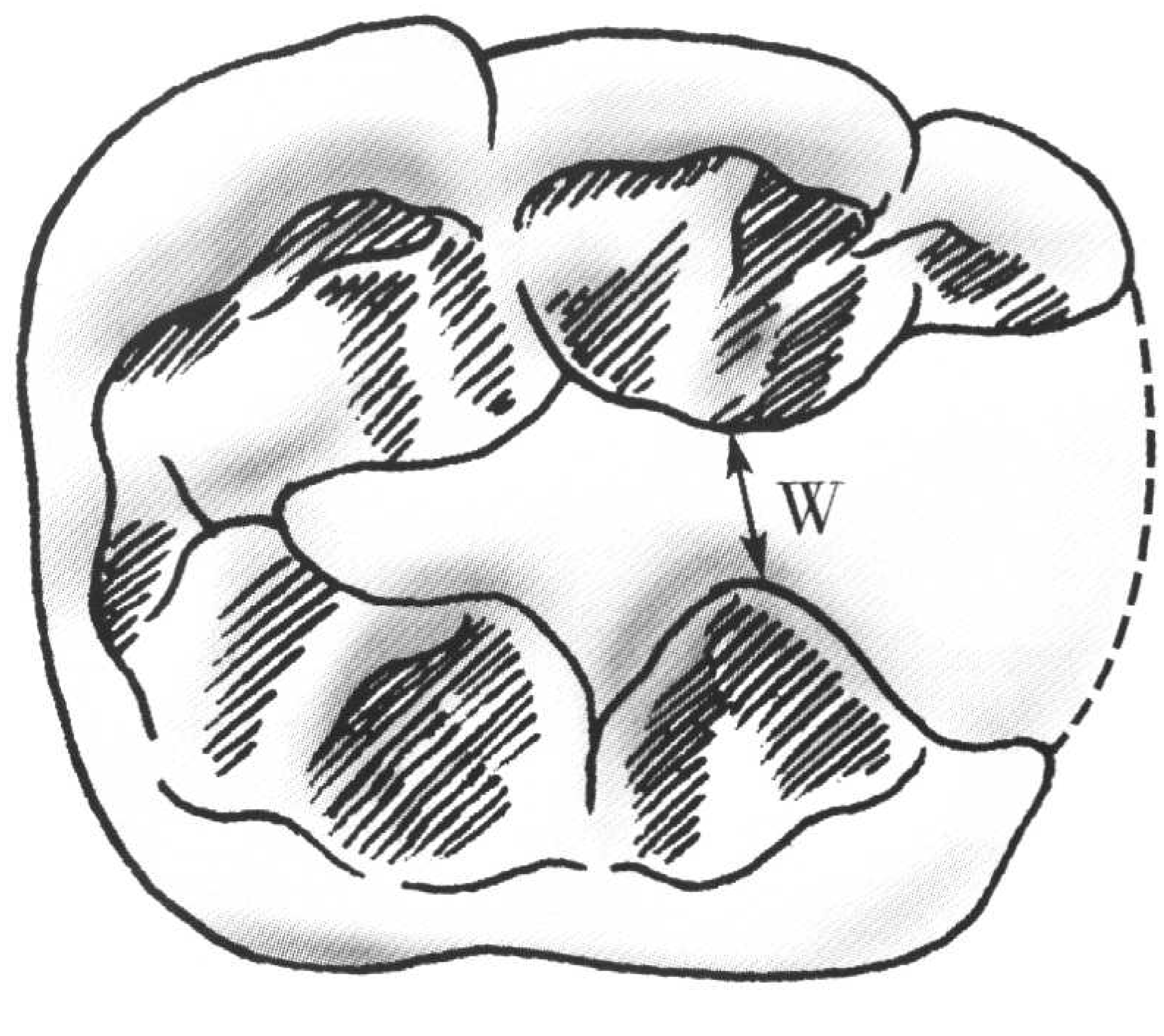


图 4-2　鸠尾固位形

三、粘　结　力

修复体另一种固位力,是依赖于粘结剂的粘结力,粘结剂将修复体与制备牙粘结在一起。粘结的意义是相互接触的物体表面间的机械锁结或化学结合。由于物体表面不是绝对平整的,粘结

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

剂在未凝固前，渗入物体表面上微小孔隙或倒凹内，使修复体获得一定的粘结力。某些粘结剂，如玻璃离子粘结剂、树脂粘结剂，尚可与制备牙或修复体间产生化学结合。粘结力的大小受粘结剂的种类、粘结面积、粘结膜厚度、粘结介质间污染程度以及粘结操作技术的影响。

1. *粘结剂的种类*　由于树脂材料自身有良好的物化性能，树脂类粘结剂对牙釉质、牙本质及金属表面的粘结力明显大于传统的无机盐类粘结剂。在修复体固位力不足时，可选用树脂类粘结剂作为粘结材料。

2. *粘结面积*　因为修复体的粘结力与粘结面积成正比，在使用相同材料及粘结方法时，应尽量增大粘结面积，如增加嵌体窝洞的深度等。

3. *被粘结面的状况*　修复体粘结之前应对牙体表面做清洁处理，去除水分、油污、残屑，彻底干燥，必要时用酸蚀处理。修复体的组织面即粘结面也应做酸蚀、超声清洁处理，必要时做喷砂及粗化特殊处理，以增加粘结剂与修复体表面的粘结力。

4. *粘结剂操作技术*　粘结剂的调合比例、粘结膜厚度等均对粘结力的大小有明显影响。修复体的粘结力与粘结膜厚度成反比，粘结膜厚度越大，粘结力越小。粘结剂的调合过稠，会增加粘结膜厚度，而过稀则会影响其自身的强度。

由于目前常用粘结剂的压缩强度高、拉伸强度较低，为了保证粘结剂的固位与封闭作用，修复体的设计应尽可能减小功能运动中粘结剂层内产生的张应力或剪应力。

第三节　嵌体的应力分析

嵌体修复的目的是恢复缺损牙的解剖形态与生理功能，然而其效果须依赖于正常的组织反应来维持，如果修复后，剩余牙体组织内应力增高，最终导致折裂，则其修复不是一个成功的修复。修复牙在承受𬌗力时的应力与修复材料的性能、洞型设计和修复体设计有密切关系。

一、洞型设计

考虑到固位与抗力等因素，以往对于充填洞型的设计，一直要求底平壁直，点线角清楚，并具有一定的窝洞深度，以增强修复体的固位。然而，修复牙应力分析的结果对上述观点提出了疑问。

1. *尖锐的与圆钝的点线角*　应力分析结果发现：修复体承受载荷时，尖锐的点线角可在牙本质内产生应力集中，而圆钝的点线角可明显地减轻这种应力集中。同时，修复体本身的强度亦因制备体中尖锐的点线角而受到影响。

2. *窝洞的宽度与深度*　在一个正常的牙齿中，承受轴向载荷时，其应力主要为压缩应力，而对于窝洞宽而深的修复牙，在其髓壁可产生张应力，这种张应力对剩余牙体组织易产生损伤作用，造成其折裂。窝洞越深，牙本质中的应力值越高，折裂的可能性越大。

Blaser 等发现：MOD（近中-𬌗-远中）洞型鸠尾的宽度并不会降低修复牙的强度，但如果窝洞深度增加，即使洞型宽度很窄，亦会明显降低剩余牙体组织的强度。由此可见，窝洞深度是影响剩余牙体组织中应力水平的一个重要因素。在进行牙体制备设计时，保护剩余牙体组织是首先应考虑的问题。修复体固位力差，造成的后果仅是修复体的脱落，而剩余牙体组织因高应力而造成的折裂则是无法挽回的。

二、嵌体的应力分析

当牙体缺损需要进行修复时，基于材料与操作技术上的考虑，通常都采用充填的方法进行修复，因为充填修复磨除牙体组织少，剩余牙体组织承受载荷的能力强。同时，与应用高弹性模量铸造合金制作的嵌体相比，低弹性模量的银汞合金在𬌗力作用下更易变形，因而在剩余牙体组织的髓壁上产生的应力较低。实验研究发现：银汞合金在承受载荷时易磨耗、蠕变甚至折裂，而金属嵌体则易引起牙体组织内的应力集中。

尽管嵌体的应用有可能在剩余牙体组织内产生不利的应力，但当采用充填的方法难以获得适当的固位与抗力时，特别是缺损涉及牙尖及需升高咬𬌗面时，则必须采用嵌体或高嵌体进行修复。

为了降低剩余牙体组织内的应力，保护剩余

牙体组织防止其折裂，对于嵌体洞型制备的要求与充填洞型基本相似。其点线角应圆钝，在可能的情况下，应尽量减小窝洞的深度。

在𬌗力作用下，嵌体最重要的特性就是产生楔效应。楔效应的存在，使剩余牙体组织内产生张应力而易于折裂，窝洞越深，轴壁聚合度越大，嵌体的楔效应越明显。对于𬌗面嵌体或邻𬌗嵌体，由于保存有部分完整的边缘嵴，对这种楔效应有一定的抵抗作用。但在邻𬌗邻嵌体中，由于楔效应，在剩余牙体组织内产生张应力，易于造成剩余牙体组织的折裂。

应力分析结果发现：当邻𬌗邻嵌体受正中𬌗力时，颊髓轴线角及舌髓轴线角处产生高应力集中，鸠尾峡处亦可见应力集中。如果采用高嵌体修复，则可有效地降低其应力。

采用高嵌体修复可降低嵌体在𬌗力作用下的楔效应。由于高嵌体覆盖了剩余牙体组织的𬌗面，因而能更有效地分布𬌗力至剩余牙体组织，避免应力集中而减少其折裂的可能性。

嵌体制作材料及嵌体粘结材料对修复牙的强度也有一定的影响。树脂嵌体修复牙的强度要高于瓷嵌体修复牙的强度，树脂粘结剂粘结的铸造合金嵌体修复牙的抗折裂能力最高，但其折裂后再修复困难，而树脂粘结的树脂嵌体修复牙的抗折裂能力低，但折裂后易于再修复。

第四节　嵌体修复的设计原则

一、正确地恢复形态与功能，并满足组织健康的要求

牙齿正常的解剖生理形态在维持咀嚼系统的功能、保持牙周组织的健康中起着重要作用。嵌体修复时应根据个体咀嚼系统的生理特点，参考修复牙的邻牙、对颌牙及对侧同名牙的形态、排列、𬌗关系等特点来确定嵌体各个面的形态、特征与𬌗关系。

（一）轴面形态（axial form）

牙冠轴面正常的突度，对于维持牙颈部龈组织的张力和正常接触关系、保证正常的食物排溢道及其对牙龈的生理刺激作用及修复体的自洁功能等均具有重要的生理意义。

牙冠轴面突度过大时，牙龈组织缺少正常的食物的刺激，易造成牙龈萎缩；突度过小时，食物直接冲压在龈隙沟内，引起过强刺激和牙龈附着的破坏（图 4-3）。

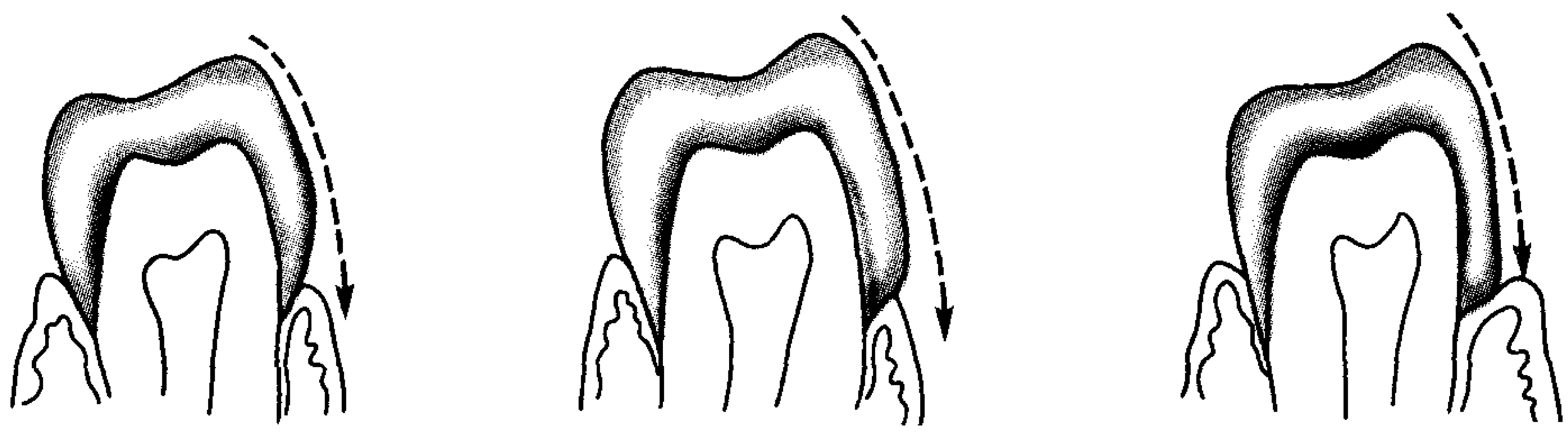


图 4-3　牙冠轴面突度对牙龈健康的影响

A. 正常突度；B. 突度过大；C. 突度过小

正常的牙冠突度和光滑的表面易于保持清洁，也便于洗刷、清除附着的牙菌斑。如牙冠轴面突度过小，修复牙常常合并有龈炎和牙菌斑附着，不利于牙周健康；牙冠轴面突度过大，倒凹区食物滞留，牙菌斑附着，同样不利于牙周健康。

（二）邻面接触（proximal contact）

修复体邻面应与邻牙紧密接触，以防止食物嵌塞，并维持牙位、牙弓形态的稳定。牙位不同，其接触区的位置、形态不同：前牙接触区靠近切缘，其𬌗龈径大于唇舌径；第二前磨牙与第一磨牙近中邻面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

接触区多在邻面颊1/3与中1/3交界处；第一磨牙与第二磨牙的接触区多在邻面中1/3处；后牙接触区靠近殆缘部位，近中靠近殆缘、远中在殆缘稍下，接触区的颊舌径大于殆龈径。由于咀嚼时生理运动对邻接区的磨损，接触区具有增龄性改变，年少者接触区呈点状，年长者呈面接触。

在恢复修复体的邻面接触区时，若与邻牙接触过紧可导致牙周膜损伤引起疼痛，过松则可引起食物嵌塞。

（三）外展隙（embrasure）和邻间隙（interproximate space）

外展隙是围绕邻接区向四周展开的空隙，是由牙冠轴面的正常突度形成的。外展隙可作为食物的溢出道，在咀嚼时，有利于食物从外展隙排溢。邻间隙是位于邻接点之下的龈外展隙，正常情况下为龈乳头所充满，有保护牙槽骨和防止水平性食物嵌塞的作用。如龈乳头因炎症或增龄性退缩则可形成大的邻间隙，嵌体修复时应特别注意正确地恢复外展隙、邻间隙的形态和位置。

（四）殆面（occlusal surface）与殆关系（occlusion）

殆面的解剖形态有利于捣碎、磨细食物，增强机械效果，减轻牙周负担。同时，上牙的切嵴、斜嵴还具有引导下颌运动的作用，直接影响到殆关系。只有正确地恢复殆面形态和殆关系方能有效地恢复由于牙体缺损所丧失的咀嚼功能。殆面形态在人的一生中是发展变化的。牙齿刚萌出时，其尖、沟、窝、嵴都是由曲面构成，咬合时上下牙多是凸面接触，随着年龄增长，磨耗增加，上下牙殆面呈面接触，到老年，殆面甚至磨损成平面，因此殆面形态的恢复应根据患者口腔实际的咬合状况而定。

一个良好的嵌体修复应在具备良好形态和功能的基础上，能长期维持、增进其周围组织健康。其类型、材料的选择、外形设计，应根据患牙的牙体、牙周状况等基本条件来确定。如患牙的对殆牙、邻牙已有金属修复体，若以异种金属做牙体缺损修复，可能会产生微电流腐蚀和电化学反应，引起牙髓刺激痛等。

二、制备患牙时尽可能保存、保护牙体组织

为了使嵌体修复达到预期的修复效果，必须根据牙体缺损状况及嵌体设计要求对患牙做必要的制备，磨除一定的牙体组织。但尽量保留健康的牙体组织、保护牙髓组织的健康是获得修复牙足够的抗力与固位，获得修复体远期疗效的重要原则。

牙体制备应彻底去除病变组织，并开辟修复体所需空间，保证修复体一定的厚度与强度；根据修复设计要求制备一定的嵌体窝洞形态，消除轴壁倒凹，以获得良好的就位道，并提供良好的固位形和抗力形；窝洞制备应进行适当的预防性扩展，以利于自洁和防止继发龋发生；同时应磨除薄弱的尖嵴及无牙本质支持的牙釉质，以防牙体发生折断；为防止应力集中，应对边缘嵴、轴面角及洞的线角处做适当磨改，使之光滑圆钝。

三、制备患牙时尽可能保存、保护牙髓组织健康

活髓牙牙体的机械强度明显大于死髓牙，因此，保持牙髓组织健康对减少修复后的并发症、减少牙折、延长修复体使用寿命有重要意义。

为了获得一定的固位形与抗力形，修复前必须对缺损牙进行一定程度的切割。对于牙体组织的切割，一方面可由于切割产热，造成牙髓组织损伤；另一方面，减少了剩余牙体组织的量，使其承受殆力载荷的能力下降。

牙体组织的切割，导致牙本质小管暴露，对牙髓的健康不利。牙体制备后，牙髓组织的反应主要是炎症反应和修复性牙本质形成。根据刺激的强度、性质和持续时间不同，牙髓可出现激惹、变性、炎症甚至发生坏死。动物实验研究表明，在进行牙体制备后3d可见成牙本质细胞排列紊乱，7d可见重新排列的成牙本质细胞层，10d左右可见新生的成牙本质细胞和薄薄的一层修复性牙本质出现，修复性牙本质的形成主要与刺激强度、持续时间和剩余牙本质小管长度有关。

牙体制备对牙髓组织的损害与切割产热、制备窝洞深度及牙本质切割量有关，有学者用下列公式表示牙体制备对牙髓组织的损害：

牙髓损害＝（温度＋窝洞深度＋牙本质切割量）/牙髓的抵抗力

用高速器械做牙体制备时，切割产热被认为是造成牙髓损害的主要原因。髓腔温度增高

4.1℃者，有15%的牙髓坏死，增高8.2℃者，则有60%的牙髓坏死，当髓腔温度增至51.7℃时，所有的牙髓都发生坏死。因此，在牙体制备过程中，必须应用水雾冷却，并采用间歇、短时、轻压磨切手法，以避免或减小牙髓损害，并去除切割残渣。

窝洞深度及牙本质切割量与牙髓病变的发生也有很大的关系。若牙体制备时露髓，则发生牙髓炎的可能性极大，残存牙本质较少时也易引起牙髓炎。当剩余牙本质厚度小于1.1mm时，牙髓可发生轻度炎症；当小于0.5mm时，牙髓可产生较严重的反应，当小于0.2mm时，可在髓腔内发现细菌。

在为髓腔较大的年轻患者做牙体制备时，特别是做牙颈部磨切时，尤其应注意防止手术对牙髓的损害。

在局麻下做牙体制备，因患者不能对牙髓刺激作出反应，操作中更应注意保护牙髓。

牙体制备完毕后，应避免使用强烈刺激的消毒剂和苛性脱水药物，尤其是接近牙髓的深洞和牙颈部。一般可采用75%乙醇消毒。

牙体制备后导致牙本质小管暴露，外界刺激易损伤牙髓，已受刺激的牙髓组织修复能力有限，故在牙体制备后应及时制作暂时修复体，以隔绝外界刺激。暂时修复体既可以保护制备患牙，又可以维持修复体所需空间。直接在已制备的患牙上制作暂时修复体可能会因暂时修复材料的化学刺激及其聚合过程中的产热而对牙髓健康产生不利影响，一般建议采用间接法制作暂时修复体。暂时修复体的粘结可采用氧化锌丁香油粘结剂，丁香油是一种较好的生物封闭剂，可安抚已受激惹的牙髓，并能隔绝外界刺激对牙髓的进一步损害。

四、嵌体及修复牙应具备一定固位形与抗力形

良好的嵌体修复不仅要有正确的解剖外形，还要能长时间承受𬌗力而不发生破裂、脱位，患牙本身也不会发生折裂，即嵌体与患牙均应有合理的固位形和抗力形。

（一）固位形

固位（retention）是指修复体在行使功能时，能抵御各种作用力而不发生移位或脱落的能力。要获得这种固位，应根据患者牙体缺损情况，在患牙上制备一定的洞、沟、针道等几何形态，这种具有增强修复体固位的几何形态称为固位形（retention form）。制备适当的固位形是嵌体修复牙体制备的主要目的之一，也是修复体能长期固定在患牙上发挥功能作用的重要因素。

（二）抗力形

抗力形（resistance form）是修复完成后的功能活动中，修复体和修复牙均能抵抗𬌗力而不致发生破坏或折裂。

修复牙的抗力与修复体的设计、牙体制备质量及修复体的粘结等因素有关。嵌体修复的设计应考虑到患牙的牙体缺损状况及剩余牙体组织的质和量，避免牙体制备后形成无牙本质支持的无基釉或薄壁弱尖；修复体应尽可能覆盖保护剩余牙体组织的薄弱部位，防止𬌗力直接作用在牙体薄弱部位以及牙体与修复体界面；牙体制备时应去除易折断的薄壁，降低过高的牙尖或陡坡，修整尖锐的边缘嵴及轴面角，鸠尾峡部不能超过𬌗面宽度的1/3；修复体可采用树脂粘结剂粘结，以利于修复牙抗折能力的提高。

修复体的抗力与修复材料、修复体的设计、修复体的制作等因素有关。应根据修复牙的条件和设计要求，选择理化性能优良的修复材料；保证修复体适当的体积和厚度，避免尖、薄、锐的结构形式，防止因应力集中而出现折裂；保证修复体制作质量，避免铸件缺陷、防止树脂内气泡。

第五节 合金嵌体

合金嵌体通常由合金铸造而成，也可通过计算机辅助设计/计算机辅助制作（CAD/CAM）技术制作。合金嵌体由于美观性能较差，通常不用于前牙，仅用于后牙牙体缺损的修复。

一、合金嵌体材料

（一）贵金属合金

用于制作嵌体的贵金属合金主要有金合金、

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

金-钯合金、银合金、银-钯合金等。

根据硬度及应用不同，金合金可分为4型，用于嵌体修复的为Ⅰ型金合金，即软质金合金。铸造金合金具有良好的机械性能和生物学性能，化学性能稳定，抗腐蚀性强，不易被氧化变色和变质；铸造金合金的铸造收缩小，修复体密合程度高；同时，金合金相对质软，咀嚼舒适。

银合金主要有“银-钯-金”银合金、“银-钯”银合金和无金的银合金等。银合金的许多机械与生物学性能与金合金相似，且价格便宜，可作为金合金的代用品。

(二)非贵金属合金

1. 铬镍不锈钢　属于高熔铸造合金，口腔修复临床使用的铸造不锈钢为18-8铬镍不锈钢。铬镍不锈钢具有良好的机械、物理性能和良好的抗腐蚀性，但其铸造收缩大，铸后线收缩率为1.80%～2.10%，较铸造金合金(1.25%)为大，需通过特殊的高熔合金包埋料的膨胀加以适当的补偿，其修复体的密合度较贵金属合金嵌体差。

2. 钴铬合金　也属于高熔铸造合金，用于嵌体修复者为软质钴铬合金。钴铬合金的密度较小，机械性能优良，抗腐蚀性与金合金相似，价格较金合金便宜。但铸造收缩较大，铸后线收缩率在2.13%～2.24%，须用磷酸盐等高温包埋料的膨胀加以补偿。

3. 铸造铜基合金　属中熔铸造合金，其熔点为900℃左右，拉伸强度为286～329MPa，延伸率为14%～16%。铜合金的熔点中等，加工性能与铸造性能良好，但抗腐蚀性及生物学性能较差，目前已较少应用于修复临床。

4. 钛合金　钛合金具有优良的生物安全性和抗腐蚀性，其密度低、化学性能稳定，并有适当的机械性能，加之来源丰富、价格便宜，是一种良好的具有发展前途的非贵金属合金材料。由于钛的熔点高，高温时化学活性大，易氧化及产生铸造缺陷等，对铸造设备、包埋材料、铸造工艺等要求较高。钛合金可机械切削加工，因此可通过CAD/CAM技术来制作嵌体。

二、患牙制备的基本要求

在进行嵌体修复的牙体制备前，应根据患牙的牙体缺损状况作出具体的修复设计。由于嵌体是在口外制作完成后，粘结在患牙上，因此牙体制备时除应遵循充填窝洞的基本制备原则，如去除腐质、做预防性扩展、底平、壁直、线角清晰等之外，还应符合以下要求：

1. 洞形无倒凹　嵌体箱状洞形的所有轴壁应彼此平行，或微向𬌗方外展2°～5°(图4-4)。洞壁上如有任何倒凹，嵌体制作完成后将无法在制备牙上顺利就位。

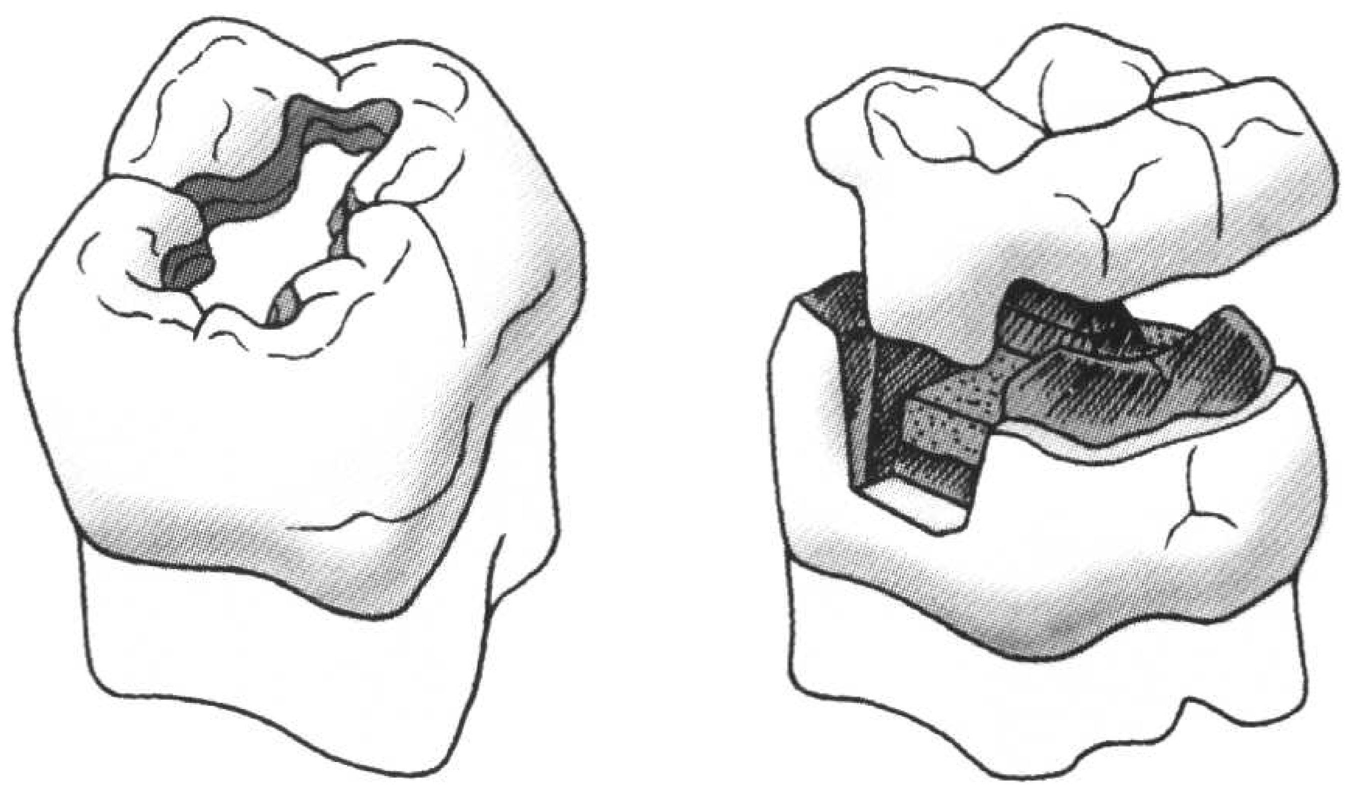


图4-4　嵌体洞形

2. 洞缘有洞斜面　斜面制备的目的是：去除洞缘无基釉，防止釉质折断；增加嵌体的洞缘密合性与封闭作用，减少微漏的发生。嵌体修复制备有洞缘斜面者，其液体渗漏要明显小于无洞缘斜面制备者。一般在洞缘牙釉质内制备出45°斜面，斜面宽度约1.5mm，并可根据修复材料的性能及患牙的𬌗面情况对斜面深度和角度做适当调整，但洞缘斜面不能过大，否则会降低轴壁深度，影响固位力。斜面一般起于釉质厚度的1/2处。

3. 邻面可做片切形　对患牙邻面缺损表浅、突度小、邻接不良的患牙，可做邻面片切制备。其目的是恢复邻面缺损及邻接关系，改善其邻面突度。片切面的颊舌边缘应达到自洁区。同时，可根据患牙的牙体缺损状况及嵌体修复的固位需求，在片切面制备箱状洞形、邻轴沟或小肩台等(图4-5)。

4. 圆钝的点、线角　为了避免牙体组织内的应力集中，所有点、线角都应作成圆弧而清楚的外形。

5. 利用辅助固位形　除了制备基本的箱状固位形外，临床上可根据嵌体修复设计与嵌体固位要求制备𬌗面鸠尾固位形、轴沟固位形或针道固位形等。

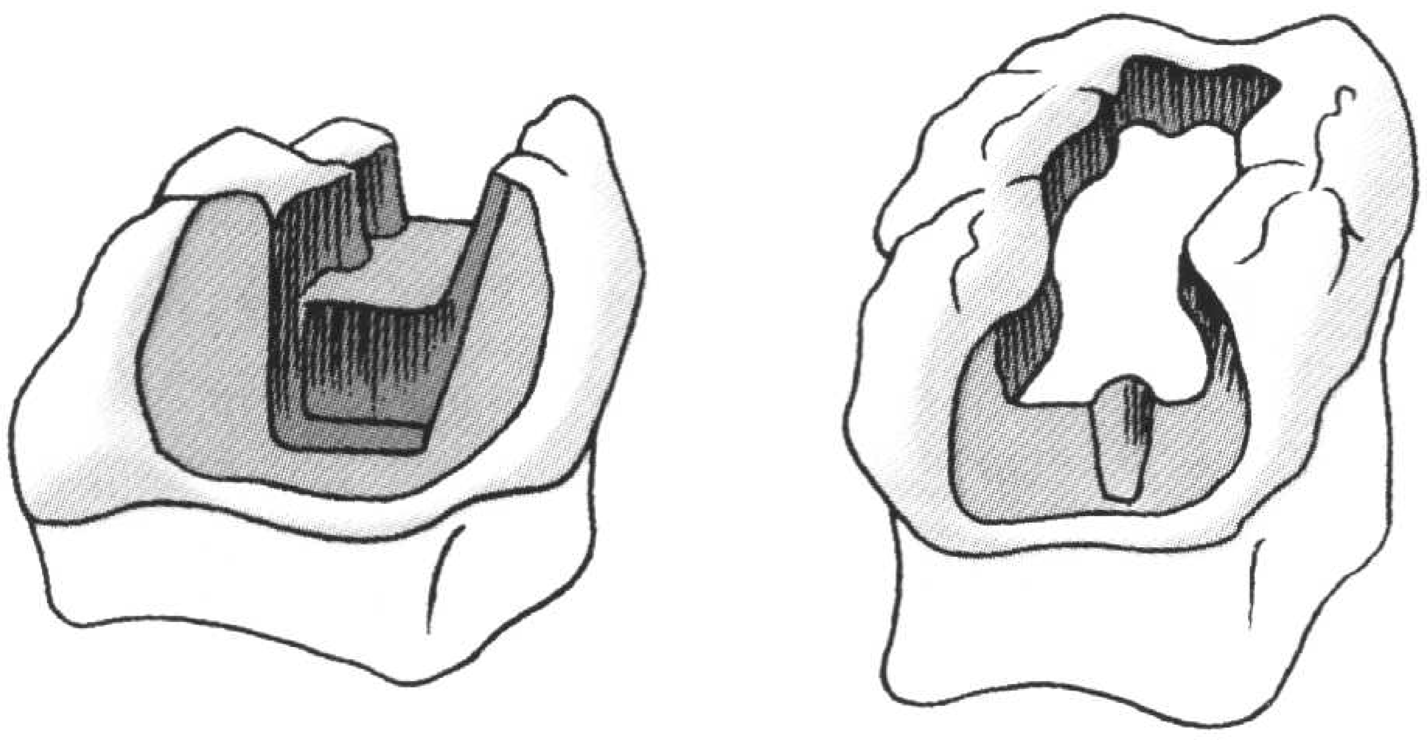


图 4-5 邻面片切与固位形

三、患牙制备方法

嵌体修复的患牙制备，应根据患牙的牙体缺损状况及对嵌体修复抗力形及固位形的要求进行制备。嵌体修复的固位形及抗力形设计以轴壁平直无倒凹、箱状形、鸠尾形、轴沟固位形、针道固位形等最常用。

（一）后牙单面嵌体的牙体制备

单面嵌体用于后牙局限于一个牙面、不涉及边缘嵴的〓面或颊面、舌面牙体缺损。后牙单面嵌体通常包括：〓面、颊面、舌面嵌体等。

1. 〓面嵌体的牙体制备

（1）去龋：扩大〓面龋洞，去除龋坏组织及无基釉。

（2）预防性扩展：为防止继发龋，可将制备窝洞适当扩大，包括邻近的窝、沟、点隙，使洞壁位于正常的牙体硬组织内。制备〓面洞形时应尽可能保护〓边缘嵴，注意保持洞壁剩余牙体组织的厚度，确保这些部位的抗力形。〓面嵌体洞的外形应制成圆钝的曲线形。

（3）固位形与抗力形的制备：洞的深度与嵌体的固位密切相关，洞越深者嵌体的固位力越强，但牙体组织的抗力相对降低。一般要求〓面嵌体洞的深度应大于 2mm。洞底应制备成平面，以增强嵌体的固位力。如果窝洞较深、近髓，也可不制备洞底平面，以保护牙髓组织的健康，但应去尽龋坏组织。此时，可根据龋损状况制备成不同深度的洞底平面，或采用垫底材料将洞底恢复成平面。所有轴壁均应相互平行或向〓方外展 2°～5°，并与嵌体的就位道一致，洞缘以柱状砂石或金刚石钻制备成 45°斜面，最后采用细金刚石钻精修，完成牙体制备（图 4-6）。

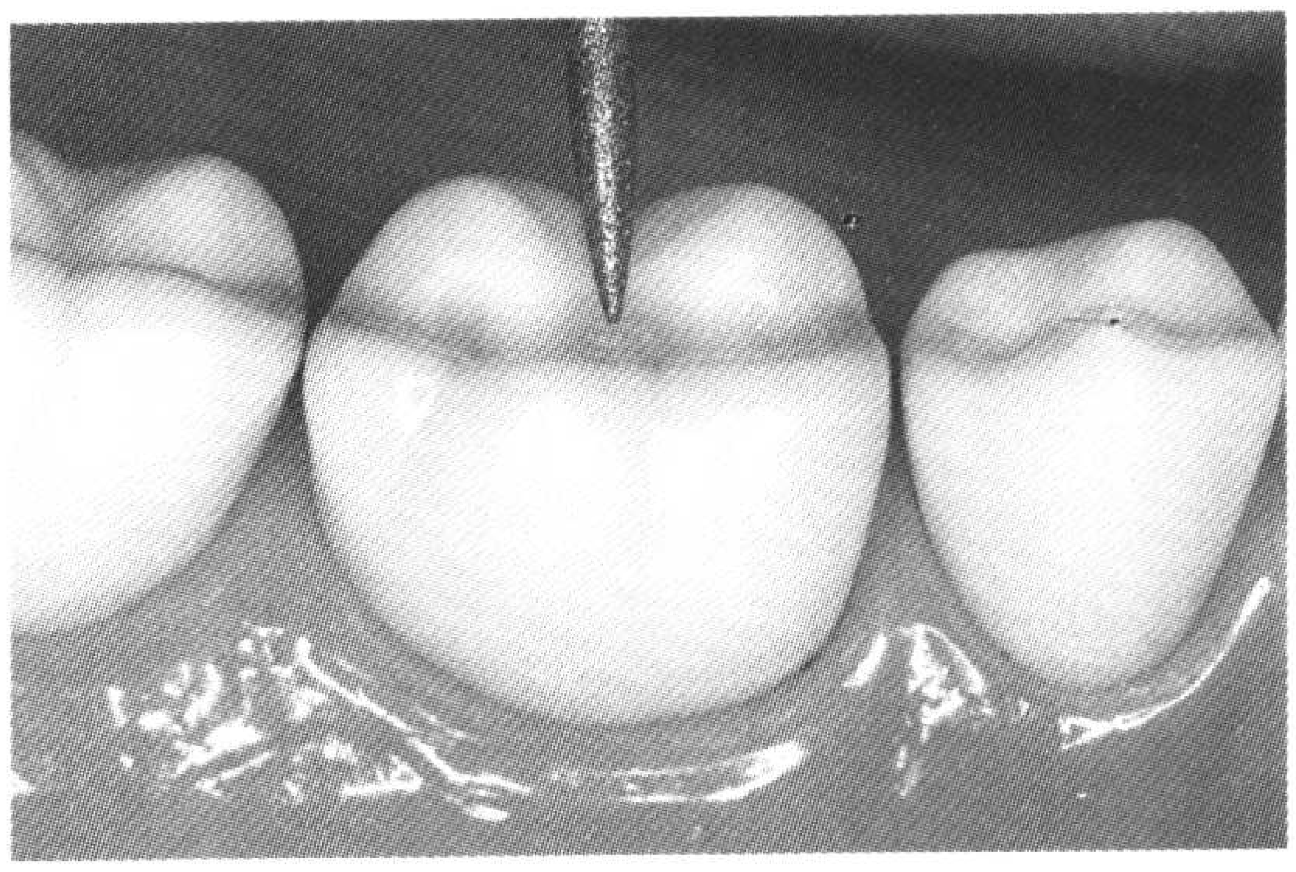


图 4-6 嵌体洞形的制备

2. 颊面、舌面颈部嵌体的牙体制备　牙冠颊舌面颈 1/3 处的龋坏或楔状缺损，可采用嵌体进行修复。由于嵌体不直接承受〓力，其洞型制备以固位形为重点。

（1）去龋：扩大颊、舌面缺损或龋洞，去除龋坏组织及无基釉。

（2）固位形与抗力形的制备：颊、舌面颈部嵌体的洞型应制备成半月形，其龈壁与龈缘外形呈相似的弧形；远中和近中侧壁依龋坏范围而定，但应尽量位于轴角区内，如患牙颈部明显缩窄，龋损超过轴角区者，其洞型的远、近中侧壁难以制备，可适当向〓方扩展或加深近、远中轴壁；〓壁应避让颊、舌面沟而做成弧形；轴壁应与患牙颊、舌面的外形凸度一致，龋损较深或近髓时，应在去除龋坏组织后，通过垫底材料使轴壁平整。

窝洞的龈壁、〓壁、近远中壁深度应尽量一致，约为釉牙本质界下 0.2～0.5mm。其龈壁和〓壁应相互平行并与轴壁垂直，近远中壁亦应相互平行或微外展以顺应釉柱的排列方向，但不宜过度外展，以免影响嵌体的固位。如嵌体的固位不足，可在窝洞的近远中侧壁内制备针道，深 1.5～2mm（图 4-7）。

洞缘以柱状砂石或金刚石车针制备成 45°斜面，最后采用细金刚石钻精修，完成牙体制备。

（二）后牙两面嵌体的牙体制备

两面嵌体用于后牙一个或两个牙面缺损、后牙邻面缺损、涉及边缘嵴的缺损或用于单面嵌体固位不足者。后牙两面嵌体包括近中-〓、远中-〓、颊-〓、舌-〓嵌体等。其牙体制备原则与单面嵌体者基本相同，〓面通常应制备鸠尾固位形，以

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

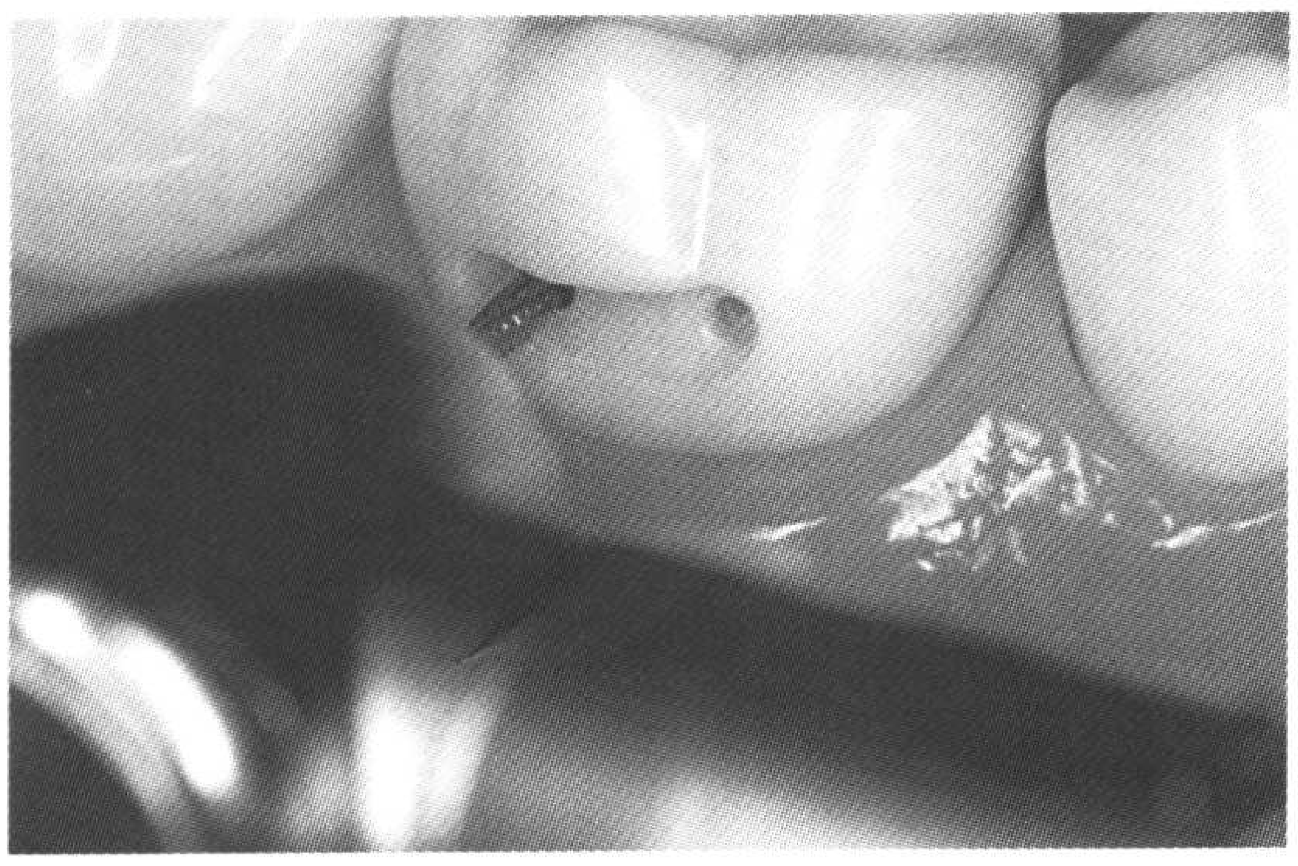


图 4-7 固位针道的制备

防止嵌体的水平向移位，在保持各轴壁相互平行的同时，应特别注意防止出现倒凹。后牙两面嵌体的牙体制备由于包括了边缘嵴和𬌗面，嵌体承受的𬌗力较大。制备洞型时，应考虑到嵌体各部分的受力大小与方向，制备出足够的抗力形和固位形。

1. 𬌗面制备 后牙两面嵌体的牙体制备通常从𬌗面部分开始，除应达到𬌗面嵌体的牙体制备要求外，应制备鸠尾固位形，以防止嵌体的水平向移位。鸠尾固位形的大小、形态应依据患牙的𬌗面解剖形态及𬌗面缺损状况而定，要求鸠尾固位形既能起到抵抗嵌体水平脱位的作用，又能兼顾剩余牙体组织的抗力和鸠尾峡部材料的强度。鸠尾峡部的宽度一般不大于𬌗面宽度的1/3，峡部应有足够厚度。制备鸠尾固位形时，应注意保护重要的牙尖嵴，当𬌗面缺损过多而无法制备鸠尾固位形时，也可在𬌗面洞底制备针道或在𬌗面窝洞的轴壁上制备轴沟，以防止嵌体的水平向移位。制备时，应注意避开髓角。

2. 邻面制备 后牙两面嵌体的邻面制备有两种形式：

(1)箱状洞形：用于邻面有较大的缺损或邻面突度较大的后牙。制备时，先用裂钻在邻面接触点处与牙长轴平行方向制备出一条深达牙本质的沟，再向颊舌侧扩展至自洁区，制备出邻面洞形。邻面洞形的龈壁应呈平面以承受𬌗力，宽约1.5mm，以保证嵌体邻面有足够强度。轴壁应消除倒凹，并与就位道方向一致，龈壁及轴壁相互垂直，或略小于90°洞缘制备洞斜面。要求各轴壁平行或适当向𬌗方外展2°～5°。

(2)片切洞形：用于邻面缺损范围大而浅，或邻面突度小，邻接不良的患牙。其制备方法是，先用球钻或裂钻去除龋坏组织，再以单面杯状金刚石砂片紧贴患牙切割，最好加用保护罩，以防损伤邻牙及周围软组织。颊、舌侧扩展到自洁区，颈部沿龈缘线制备，除非邻面有龈下缺损，龈缘制备止于龈上。在片切面的中心，可根据患牙邻面龋损状况及嵌体的固位需要制作箱状洞形、沟固位形等，以增加嵌体的固位效果。

3. 颊面、舌面制备 先用球钻或裂钻去除颊、舌面的龋坏组织，根据患牙颊、舌面的解剖形态及缺损状况进行颊、舌面的窝洞制备。要求其轴壁与患牙颊、舌面的外形凸度一致，龋损较深或近髓时，应在去除龋坏组织后，通过垫底材料使轴壁平整。其龈壁、近远中壁深度应尽量一致，龈壁与轴壁垂直，近、远中壁相互平行并与嵌体的就位道一致。

洞缘以柱状砂石或金刚石钻制备成45°斜面，最后采用细金刚石钻精修，完成牙体制备(图4-8)。

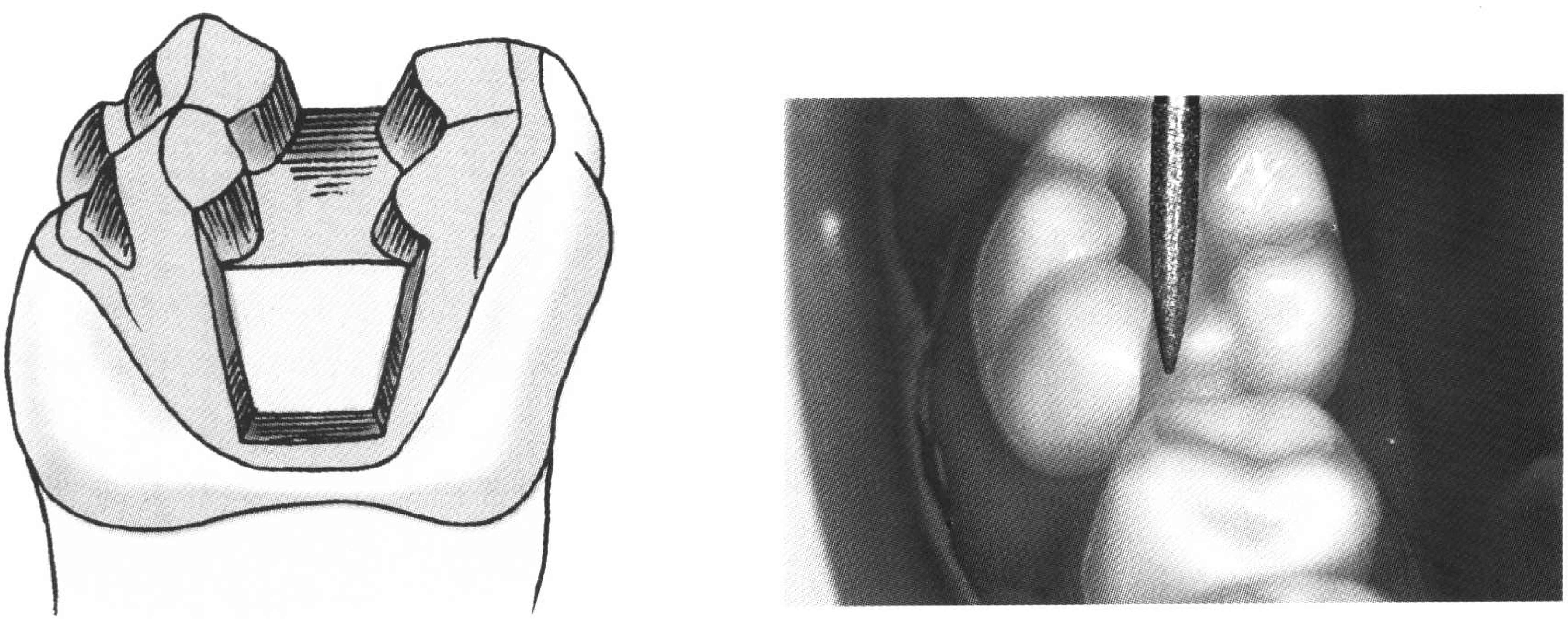


图 4-8 嵌体的洞缘制备

（三）后牙多面嵌体的牙体制备

后牙多面嵌体用于后牙二个或二个以上牙面缺损，或用于两面嵌体固位条件不足者。其牙体制备的原则、要求与两面嵌体基本相同，但应特别注意：

1. *防止出现倒凹*　后牙多面嵌体涉及多个牙面，牙体制备过程中，既要保证各制备轴壁的相互平行，更应特别注意防止出现倒凹，而影响嵌体的戴入。

2. *保证剩余牙体组织的抗力*　多面嵌体的牙体制备量较大，涉及多个牙面，在进行洞形制备时，既要去尽龋坏组织及无基釉，又要保持洞壁剩余牙体组织的厚度，确保这些部位的抗力形，对于薄弱的牙尖宜有金属覆盖。

（四）高嵌体的牙体制备

高嵌体适用于𬌗面广泛缺损，或𬌗面严重磨损而需做咬合重建者，也用于保护薄弱的牙尖。高嵌体的固位主要靠针道固位。牙体制备时，𬌗面应根据解剖形态磨除，若磨除过多，则嵌体的𬌗面金属过厚、剩余牙体组织的抗力下降；若磨除不足，则金属过薄，强度低、易磨穿，一般以制备0.5～1mm 的间隙为度。同时，应根据制作嵌体合金的硬度和强度设计嵌体的厚度。硬度和强度好的合金𬌗面可以稍薄，患牙的𬌗面一般制备约0.5mm 厚间隙即可；若合金机械性能较差，则𬌗面制备应稍厚，以保持嵌体的坚固性。

如𬌗面与对颌牙有接触关系，应沿𬌗面解剖外形均匀降低患牙𬌗面，在正中𬌗与非正中𬌗时均有至少 0.5～1.0mm 的间隙，并使嵌体𬌗面包括患牙𬌗面边缘及工作牙尖。如患牙𬌗面与对颌牙无接触关系、有间隙，则稍加修整，去除过锐尖嵴即可。磨牙常采用 4 个针道固位，如患牙𬌗面有缺损，也可制备小箱状固位形。针道分散于近远中窝及颊舌沟内，深度超过釉牙本质界，一般为2mm，直径为 1mm（图 4-9）。制备时以 700 号裂钻沿牙长轴方向进行，针道之间必须相互平行，为此可采用带平行控制仪的弯机，在完成第一个针道之后，以此为准，依靠平行控制仪掌握针道的方向，熟练者也可凭目测控制针道的方向。

（五）辅助固位形的制备

1. *鸠尾固位形*　用于𬌗面或邻𬌗面牙体缺损，可防止嵌体的水平向脱位。鸠尾的形状、大小应根据缺损情况而定，既要起到防止嵌体水平移位的作用，又要不影响剩余牙体组织的抗力形。在𬌗面发育沟处适当扩展，尽可能保留牙尖的三角嵴，自然形成鸠尾状洞形。其峡部小于鸠尾膨大部，宽度一般不超过𬌗面宽度的 1/3。如鸠尾峡部过于狭窄，嵌体易于峡部折断，而峡部过宽则抗水平移位的作用减弱，且易引起牙折。

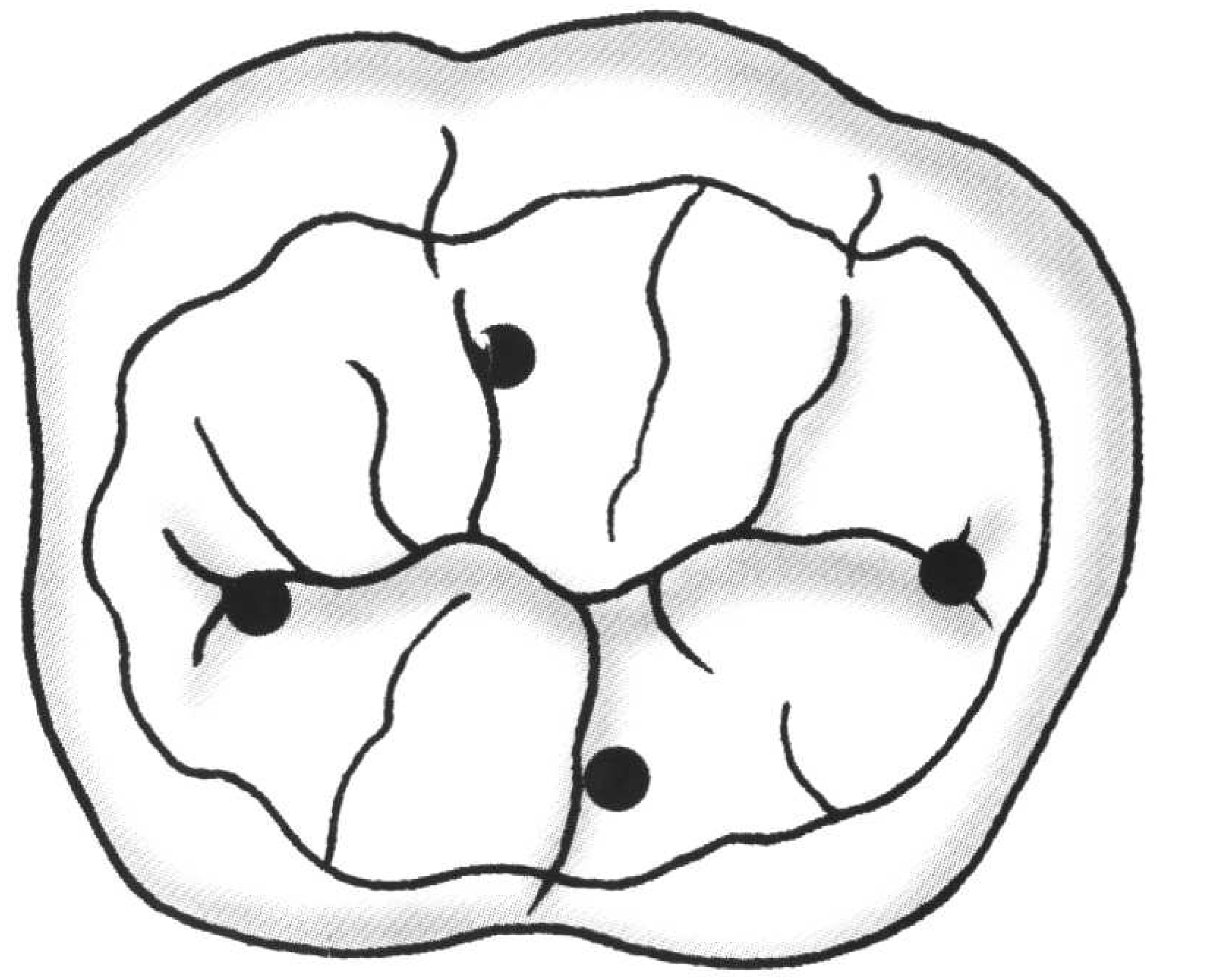


图 4-9　高嵌体的针道制备

2. *针道固位形*　针道制备有如下要求。

（1）深度：针固位力的大小主要取决于针道的深度。作为辅助固位针的针道，深度应到达牙本质内，一般为 2mm。根据需要，死髓牙的针道可适当加深。

（2）直径：辅助固位针的直径一般为 1mm 左右，可用 700 号裂钻制备针道。

（3）位置分布：针道的位置一般置于避开髓角或易损伤牙髓的部位。前牙置于舌面窝近舌隆突处，舌面切嵴与近远中边缘嵴交界处，数目通常为1～3 个。后牙则置于牙尖间的沟窝处，一般可设计 2～4 个针道。

（4）针道的方向：为保证嵌体的顺利就位，针道之间应相互平行，并与嵌体的就位道一致。多个针道制备时，可采用锥度稍大的裂钻制备，其轴壁稍向切端、𬌗面敞开，以便于修复体就位。

（5）针道的制备应一次完成：如多次磨改，易加深、加宽针道，并使针道的锥度加大而影响嵌体的固位。

3. *轴沟固位形*　轴沟的制备有如下要求：

（1）深度：固位沟一般深度为 1mm，用细金刚

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

砂钻针刚刚磨切陷入牙体表面为宜，并且逐渐向颈部变浅，防止损伤牙髓。

（2）长度：轴沟长有利于固位，但受解剖条件的限制。牙冠短、嵌体固位形差者，可适当延长。一般其长度不应超过患牙轴面的制备面。

（3）方向：两条以上的轴沟应相互平行，而且应和嵌体的就位道一致。

（4）外形：轴沟的外形为近似的半圆形，防止在沟缘形成锐缘而造成釉质折裂，沟缘也不能形成浅凹而影响固位。轴沟的止端主要有两种类型：有肩台式与无肩台式。前者固位力强，但易损伤牙髓，适用牙冠较短者；后者不易损伤牙髓，但固位力稍差，适用于牙冠较长者。

四、合金嵌体的制作

合金嵌体通常采用铸造的方法制作，也可采用 CAD/CAM（计算机辅助设计/计算机辅助制作）技术制作。铸造合金嵌体的制作通常需经历蜡模（蜡型）的制作、包埋、焙烧、铸造等过程，制作工艺较为复杂。

（一）蜡模的制作

蜡模是用嵌体蜡（又称铸造蜡）或自凝塑料制成的铸件雏形。用蜡制作的模型称为蜡模或蜡型，用塑料制作者称为塑料模。蜡模制作是铸造合金嵌体制作中的一个重要步骤。嵌体组织面与制备体的密合度、牙体解剖形态的恢复、正常𬌗关系和邻接关系的建立等，均与蜡模制作的精确性有密切关系。

制备的蜡模应与制备的洞形完全密合，没有缺陷；恢复患牙的正确解剖外形，边缘整齐无菲边；建立良好的咬合及邻接关系；表面光滑，残留内应力少，蠕变达到最低，体积相对恒定，外形基本不变。

通常，制作蜡模的方法有直接法、间接法和间接直接法。

直接法是在患者口内制备的牙体上，直接制作蜡模。其优点是蜡模准确，不致因取印模、灌注石膏模，制备代型等操作带来材料性、技术性误差而影响铸件的精度。但是，在口内制备蜡模的操作会使患者感到不适，占椅位时间长，而且制备复杂的多面嵌体，含针道固位形的嵌体蜡模，常存在操作上的难度。直接法仅适用于单面嵌体洞型和较简单的两面嵌体洞型。

间接法是在工作模型上完成蜡模。此种方法适用于复杂的多面嵌体洞型，可制作出解剖形态比较理想的蜡模，并可缩短患者在手术椅上的时间，消除患者长时间开口的不适感。但这种方法，有时可能由于制取印模、翻制工作模、制作代型等各过程产生一定的误差，故要求印模准确，使用硬度好的模型材料，以防止模型损伤。

间接直接法是用间接法在口外完成蜡模后，再将蜡模放入患者口内已制备的牙体上，校正而得。目前，随着印模、模型材料的不断改进，质量有所提高，以及取模和灌模型技术的改进，临床上均采用间接法完成蜡模。

1. 蜡模的制作

（1）蜡模的制作方法：制作蜡模时，应将已制备的窝洞吹干，在洞内涂以石蜡油。先将嵌体蜡均匀烤软，或将蜡浸入 50℃左右温水中，根据制备体的形态，塑制成长条状或椭圆形，然后压入制备体内，使蜡充满每个点角、线角和洞壁边缘。在蜡尚软时，嘱患者咬合或闭合𬌗架使对颌模与蜡紧密接触，立即修整，去除多余蜡。待蜡变硬后，用小蜡刀将蜡模取出检查，观察蜡模是否完整，蜡模的边缘、点角、线角以及组织面是否清晰。如有不足之处，应将蜡模再放回，用烧热的探针或小蜡刀插入蜡模中使蜡软化，此时，加压使蜡充满制备体的各部分。然后再修整其边缘，雕刻牙体解剖形态，建立正常𬌗关系和邻接关系。最后用棉球蘸温水轻轻擦洗蜡模表面，使其表面光滑，边缘吻合。邻𬌗洞者，可用成型片帮助邻面成形，并注意用探针清除邻面蜡型的悬突。

若制备体有针道，可用水冲洗、吹干、涂石蜡油，在针道内放人细蜡条，在高于针道口处切断。再将烧热的直探针插入针道内。此时，蜡条被烫熔而流入针道内，用压器加压使蜡充满针道，去除多余蜡。待各针道按上述方法依次完成后，再完成整个嵌体的蜡模。将嵌体蜡模与蜡针连成整体，最后修整其解剖外形。

若制备体上有沟、箱状、鸠尾等固位形，当蜡模的雏形完成后，应取出检查。发现沟、箱状、鸠尾等印迹不完整清楚时，可将蜡模再放回制备体上。用烤热的小蜡刀或探针放入蜡模内，使蜡烫软，用压器加压，使蜡充满箱状、沟、鸠尾洞形内，

然后加蜡修整外形，完成蜡模。

最后用直径 1.2～1.5mm，长约 1.5cm 的金属丝、蜡条或塑料条做成铸道针，插入蜡模内，并加蜡固定。铸道针一般应插在蜡模最厚、最突而又便于铸金流入的部位。单面洞可插在蜡模的中部，两面洞可插在𬌗面的𬌗边缘嵴处，尽量不破坏𬌗关系。若为多面洞，可先用微热的 U 形针插入蜡模的对称边缘上。待针冷却后，顺戴入道相反方向，将蜡模取松，再放回原位。然后用微热的镊子夹着 U 形针传热，使固定 U 形针的蜡变软，即可将针取出，然后在合适的部位插上铸道针（图 4-10）。

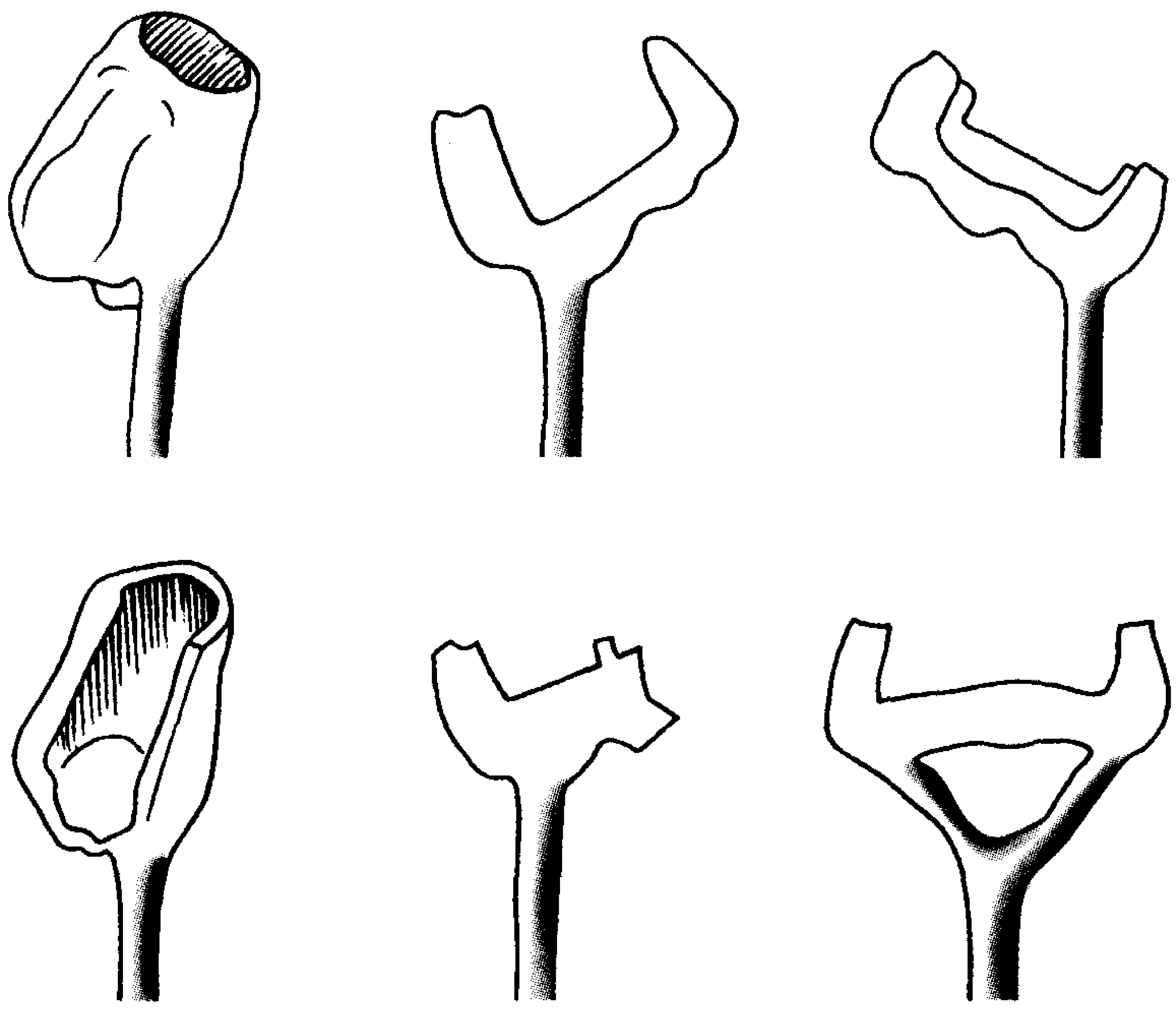


图 4-10 各种蜡型铸道的位置及方向

如蜡模较大，只插入 1 根铸道针不能铸造完整时，可加蜡条增添助流针，也可在离蜡模 2～3mm 处的铸道针上加蜡形成储金球，其大小约为蜡模体积的 1/2，以补偿铸金冷却后的体积收缩，否则铸出的嵌体可因铸金冷却收缩而出现孔隙或缺损。

蜡型从洞形中取出时，要顺着就位道相反的方向慢慢取下，取下之前，借助探针及铸道针先使蜡型松动，防止水平晃动而引起蜡型变形（图 4-11）。蜡型取出后应仔细检查，确认完整无损即可固定在坩埚成形座上。

（2）蜡模制作的注意事项

①制备蜡模之前，应将制备体反复涂石蜡油，也可将模型浸泡在石蜡油内，使之起到蜡与模型易分离的作用。否则蜡易黏附在模型上，当取出蜡模时，模型易受损伤，影响蜡模的精度，铸件不易就位。

②在酒精火焰上将嵌体蜡加热时，应不断转动蜡刀，使蜡受热均匀。同时不仅烤蜡的表面，也可将接近蜡块的蜡刀部分适当加热，这样也可使蜡块内部受热变软。否则蜡的外部受热变软或熔化，而内部仍较硬，便不能塑制成需要的外形。

③烫蜡针时，应注意探针加温应适度，不宜烧烤过久甚至烧红，否则探针温度过高，插入针洞内可使蜡熔化而附着在牙齿的针洞壁上或浸入模型内，致蜡模不易取出。直接法制作蜡模时，若为活髓牙，温度过高的探针插入针洞内将会刺激牙髓。

④雕塑蜡模时，持蜡刀的手应有支点。另一只手应将蜡型固定，防止雕塑时蜡型随着蜡刀移动而移位变形或破裂。

2. 塑料模的制作

（1）塑料模的制作方法：牙体制备后，清洗制备体，然后制作。临床上多用于直接法蜡模的制作。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

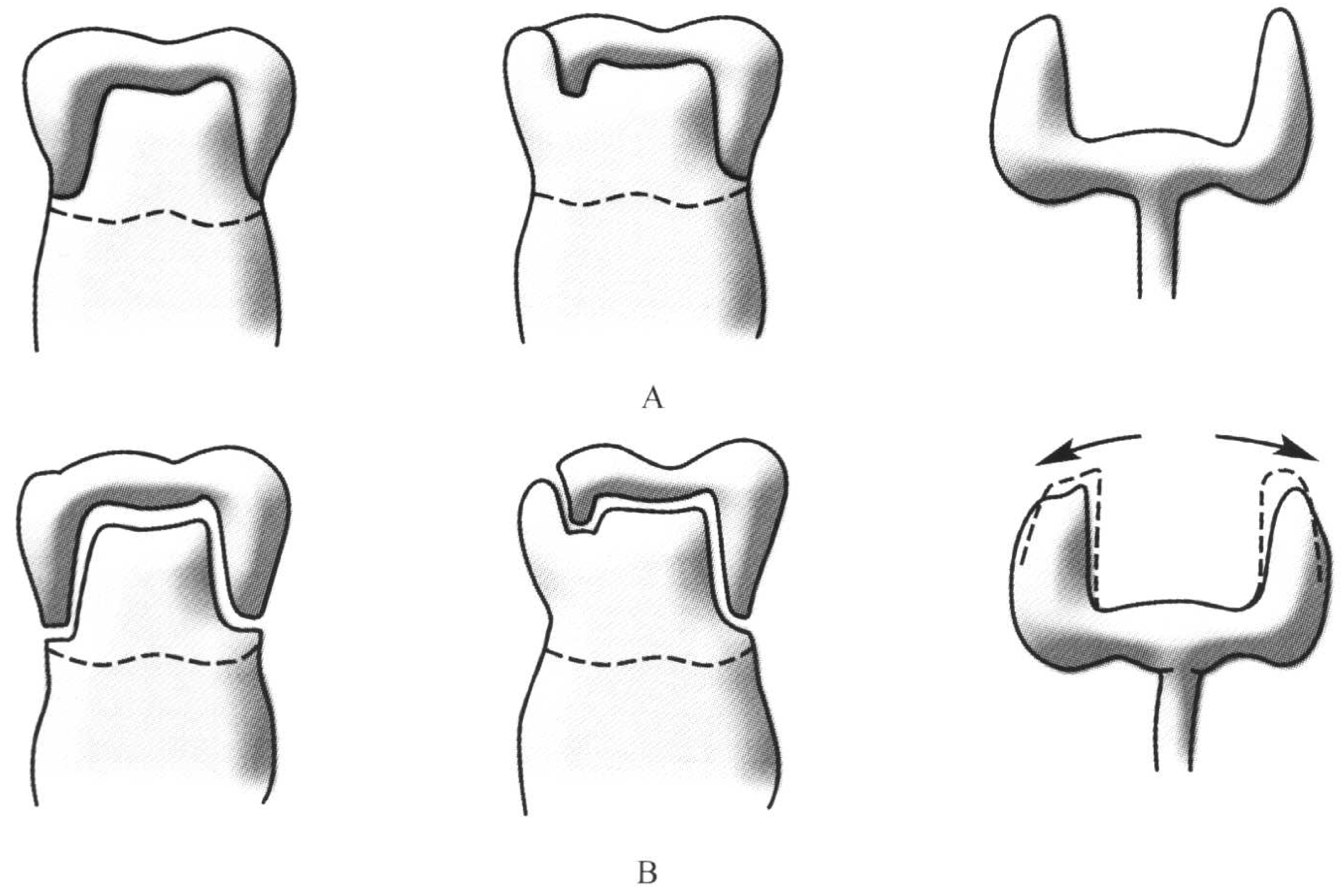


图 4-11　蜡型的取出与变形

A. 未变形；B. 变形

①取初模型：按一般比例调拌自凝塑料，待聚合至丝状期，取适量放入口内制备体上。用浸有单体的棉签将塑料压贴合，去除多余塑料，嘱患者在正中𬌗位闭合，修整至所需要的外形。一般经2～3min后（视室温而定）塑料聚合至橡皮期时，从口内取出塑料初模，让其自行聚合固化。待完全聚合固化后，去除倒凹区及多余塑料，初步打磨形成。

②试戴：将已获得的初模戴入制备体上。若不能戴入，可能是塑料模进入倒凹区的塑料未去尽，或者是牙体制备时有倒凹存在，可根据情况加以适当处理。直至塑料模戴入制备体上合适为止。

③取终模：取终模的目的是要最后准确地取出清晰的制备体形态。调拌自凝塑料，待成丝状早期时，取部分放入初模的组织面（先用气枪将制备体上的固位形和邻面的唾液吹去），然后戴入制备体上，嘱患者上下牙咬合紧，用探针去除挤出的多余塑料。待塑料聚合后，顺戴入道反方向慢慢从口内取出塑料模。检查其组织面是否清晰，边缘伸展是否合乎要求。如符合要求，磨出其解剖外形，再放回口内调改后取出。

（2）塑料模制作的注意事项

①制作塑料模，应在自凝塑料聚合至丝状期时进行。若聚合到面团期时制作，则塑料不易附着在牙面上。

②取塑料模时，应在塑料未变硬之前，去尽进入倒凹区的全部塑料。否则塑料固化后，塑料模不易取出。

③放置于初模内的塑料应适量，并应在丝状早期进行。这样流动性好，才易取得清晰完整的组织面。

（二）包埋

蜡模完成后应即时包埋，久放可能变形。根据使用的铸造合金，选用特定的包埋材料，将蜡型包埋在铸造圈内，使能产生一个与蜡模相同的铸腔，以便铸造。蜡模经包埋铸造后，中熔合金如金合金、铜基合金、银基合金，铸造后其体积收缩为1.25%～1.5%。熔点高的铸金，铸造后体积收缩更大，如钴铬合金、镍铬合金等高熔合金，铸造后体积收缩为2.0%～2.2%。蜡模的收缩为0.2%～0.4%。因此，必须利用各种包埋材料加热后温度膨胀来补偿铸金的收缩。中熔合金包埋材料（石膏、石英等）的凝固膨胀为0.1%～0.5%，温度膨胀约为1.2%，故其总膨胀为1.3%～1.7%。此外，尚有蜡型的温度膨胀。因

此，中熔合金的铸件基本上可以顺利地戴在制备体上，而且比较密合；而高熔合金则必须采用具有更高的耐温性能和较大膨胀性的包埋材料，以补偿铸金的体积收缩。常用的高熔铸金包埋材料为硅酸乙酯包埋材料和磷酸盐包埋材料。

1. *包埋前蜡模的检查*

（1）检查蜡模是否完整、清晰，针道、轴沟、箱形以及蜡模的边缘有无缺损、折断，蜡模厚薄是否合适等。如有上述情况，则须重新制取蜡模。

（2）检查铸道针的长短，一般铸道针的长度应为 1～1.5cm，过短过长均对铸造不利。此外，尚应检查铸道针的粗细，一般直径为 1.2～1.4mm。铸道针过粗，也不利于铸造。

铸造时，熔化的铸金流入铸模内，其表面很快冷却，围绕着熔化中心形成壳状。当金属逐渐冷却，壳的厚度逐渐增加。若铸道较细，则铸道处的金属已完全凝固，熔化的金属不能继续流入铸模内补偿铸金冷却的收缩，可能使铸件形成缺损。为了避免上述情况，铸道针的直径一般应为蜡模最厚部位的横切面直径，使熔金可不断流入铸模内补偿铸金的冷却收缩。

（3）检查铸道针插入的方向是否适当。如铸道针的方向不合适，可取下原铸道针，按照要求重新安插或增加储金球，以免铸造失败。

（4）铸道座应成漏斗状，漏斗口处形成小圆孔的铸道，这样才能方便铸金的流入。

2. *包埋前的准备*

（1）清洗除油：在包埋时为了使包埋材料能很好地附着在蜡模上，避免产生气泡，可用毛笔蘸肥皂水洗掉蜡模表面的油质、唾液、蜡屑等。如为蜡型，应顺蜡模边缘洗刷，避免损坏蜡模，最后用水洗净肥皂沫。如为塑料模，可用乙醇或水冲洗。

（2）选择铸造圈：根据蜡模的大小选择铸造圈。蜡模应位于铸造圈的中 1/3 处；铸造圈上方应留有 1/3 的空间，以容纳包埋材料；坩埚成形器应位于铸造圈的下 1/3 处（图 4-12）。这样，在蜡模熔去后，铸模腔四周有一定厚度的包埋材料，才可抵抗铸造时熔化合金的冲击力。

（3）包埋材料的选择：宜选用相应合金的配套包埋材料。铸造金合金、铜基合金、银基合金等中熔合金，可选用含石英粉 70%～80%、石膏粉 20%～30%的包埋材料，亦可加人少量硼酸与石

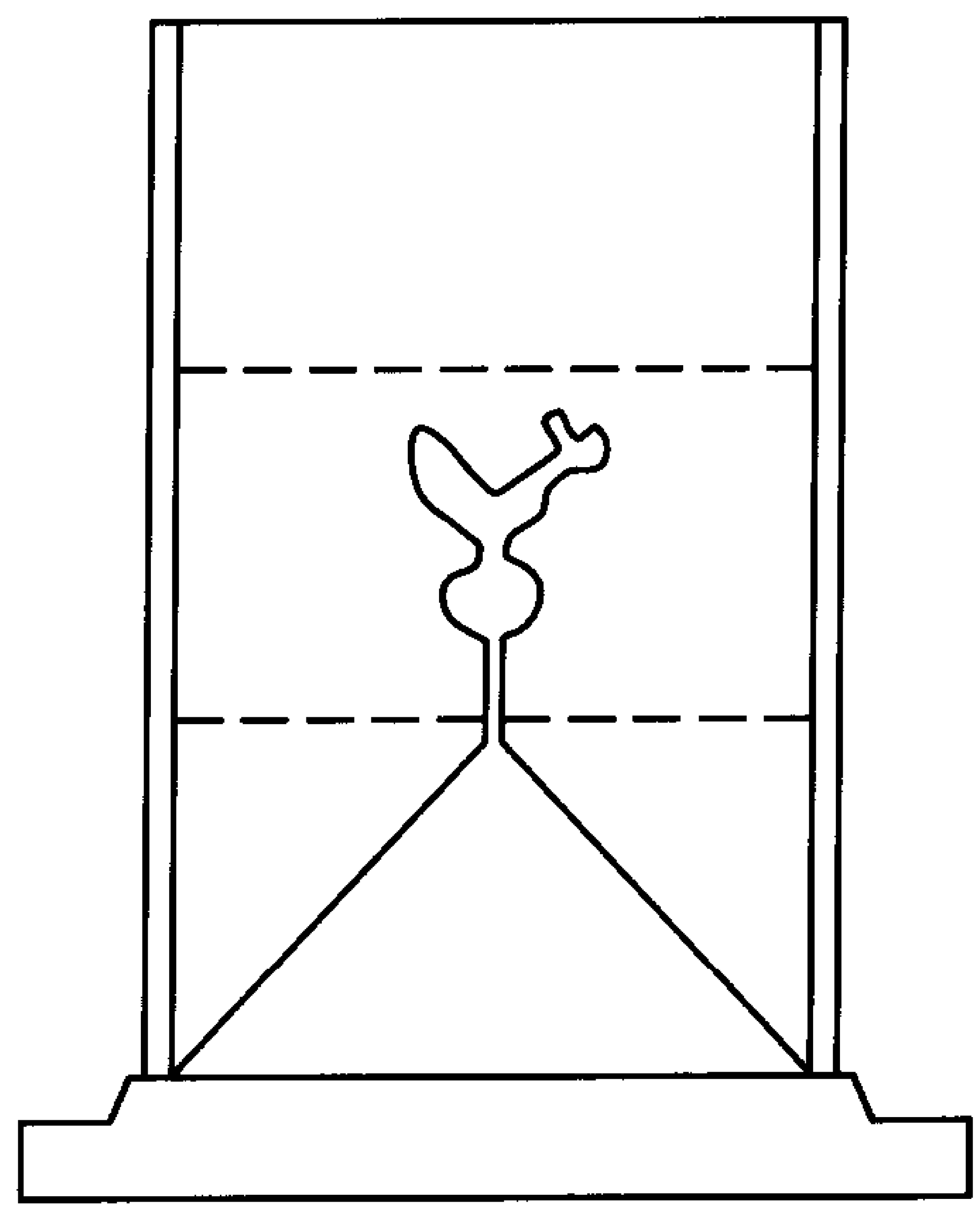


图 4-12 蜡模在铸造圈中的位置

墨，以增加铸模的耐温强度和表面的光滑度。钴铬合金、镍铬合金等高熔合金，可选用磷酸盐包埋材料或硅酸乙酯包埋材料。

3. *包埋方法* 因铸造合金熔化的温度不同，分为高熔合金（熔点在1 100℃以上），中熔合金（熔点在 500～1 000℃）等，其包埋材料随之各异，包埋方法也有所不同，应严格根据各种包埋材料的操作说明进行包埋。

4. *包埋的注意事项*

（1）调拌包埋材料时，应严格按照各种包埋材料要求的粉、液比进行调拌。先取适量包埋粉，再加水或结合剂，在真空调拌器上振动、调拌，以排除气泡。

（2）做内包埋时，可用毛笔蘸少量包埋材料，放在蜡模组织面的壁上，轻轻从边缘向内蠕动，应特别注意勿将蜡模的针形或边缘折断。包埋时应分层涂包埋材料，一薄层一薄层地将内包埋材料涂在蜡模上。这样既可排除调拌时渗入包埋材料内的气泡和蜡模中的空气，同时包埋材料也易附着在蜡模上。在包埋过程中，应特别注意排除存留在蜡模点角、线角处的空气，以免铸件的点、线角处出现小结节。

（3）做外包埋时，切忌将大量的包埋材料一次从铸圈上方倾入。这样很易将已做内包埋的蜡型压垮，同时会产生大量气泡，使铸造失败。一定要

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

待内层包埋材料凝固后，始可做外包埋。否则做外包埋时，内包埋材料可被冲击脱落，蜡模包埋不全或被损坏，造成铸造失败。

（三）焙烧

1. *目的* 焙烧的目的是除尽蜡模，去除铸模的水分，获得蜡模的温度膨胀和包埋材料的温度膨胀。以补偿铸造合金的体积收缩。

2. *方法* 待包埋材料完全凝固变干后，取下坩埚成形器，将铸造圈的铸道孔向下，放在烤箱内加热，升温至100～200℃，烘烤20～30min，使蜡模熔化，包埋材料水分逐渐蒸发。若为金属铸道针，加热后应将铸道针取出，然后再将铸造圈放入电烤箱内慢慢加热。经2～3h温度升至850～900℃左右，充分烘干，去尽蜡模。

3. *温度* 根据不同铸造合金，及其相应包埋材料铸圈焙烧的温度不同。采用低熔合金时，铸圈焙烧的温度约300℃；采用金合金、银基合金或铜基合金等中熔合金时，铸圈应焙烧到约700℃，并在此温度保持15min；采用高熔合金时，则铸圈应焙烧到900℃以上，始能铸造。

4. *注意事项*

（1）焙烧时，铸圈的铸道孔应始终向下，以免杂质进入铸模内，同时蜡模熔解后才能从铸模内流出。

（2）焙烧时，升温速度不宜过快，使铸模内水分慢慢蒸发，包埋材料、蜡模逐渐产生温度膨胀。否则包埋材料中的水分，在短时间大量蒸发，体积突然膨胀可使铸模爆裂。

（3）焙烧时，若铸圈内包埋材料未完全凝固变干，水分遇热而大量蒸发，体积突然膨胀也可使铸模立即破裂。

（四）铸造

1. *铸造方法* 常用的铸造方法有蒸气压力铸造、离心力铸造、空气压力铸造和真空冲压铸造等方法。

（1）蒸气压力铸造法：是利用蒸气的压力，将熔化的铸造合金压入铸模腔内。先选好大于铸圈直径的蒸气压力铸造器，在铸造器的凹面内放入适量浸湿的石棉纸、黄泥或耐火材料，使其中间形成凹面备用。铸造时，将焙烧好的铸圈，从电烤箱中取出，使其铸道孔向上，放置在耐火砖或石棉台上。再取适量铸造合金，放在铸圈内由坩埚成形器形成的窝中。用汽油吹管火焰的还原焰加热熔化铸造合金，并投入适量熔媒，待合金完全熔化后，在右手撤离火焰时，迅速将左手所持的蒸气压力铸造器，对准铸圈窝压紧于铸造圈上，使之完全密闭。潮湿的石棉与高温铸圈接触，因受热而产生蒸气，熔化的合金受蒸气的压力，顺铸圈内的铸道孔而注入铸模内，完成铸造。

（2）离心力铸造法：是利用离心机的离心力，将熔化的铸造合金甩入铸模内。离心机是利用金属发条的弹力，通过中心轴带动水平杆转动而产生离心力。水平杆的一端装有坩埚和固定铸圈的支架，另一端装有平衡用的金属砣。铸造前将水平杆上的中心螺丝放松，把铸圈固定在支架上，调整平衡后，再拧紧螺丝。并按顺时针方向旋转水平杆4～5圈，发条收紧后，提起固定柱将水平杆暂时固定。铸造时，先取适量合金，放置于坩埚内。用汽油吹管的还原焰将坩埚内铸造合金熔化，投入适量熔媒，待合金表面呈镜面状时，使合金表面的氧化物还原，充分熔化，左手扶水平杆的金属砣，移动水平杆，使固定柱下落。在左手放开金属砣的同时，右手将火焰撤离。水平杆由于发条的弹力，而逆时针方向迅速旋转，坩埚内熔化的合金，在离心力的作用下甩入铸模内，完成铸造。

（3）高频离心铸造法：是利用高频离心铸造机熔化合金和铸造（图4-13）。高频离心铸造法是目前临床应用较为广泛的铸造法。高频离心铸造机主要由高频感应加热系统与离心铸造系统组成。具有熔化金属速度快的特点，约在1min内即可熔化钴铬合金及镍铬合金。熔化后的金属在离心机的作用下迅速注入铸膜内。由于熔化和铸造是在较短时间完成，因而被熔化的金属不易氧化，不损害金属的结构，是比较理想的方法。

（4）真空冲压铸造法：真空冲压铸造是利用铸造炉内的真空负压作用，将熔化的铸造合金吸入铸模内，然后冲气加压，使熔金受持续压力而充满整个铸模。其优点是在真空下熔化合金，可减少铸件表面的氧化，冲压则可消除铸件中的气孔。铸件机械性能好，且不需像离心铸造机那样选择铸道的方向。

真空铸造机主要由真空冲压铸造炉、可控硅温度控制器、真空系统、冲压系统、水冷却系统，以及电源等组成。铸造前，将坩埚和铸圈一起在高

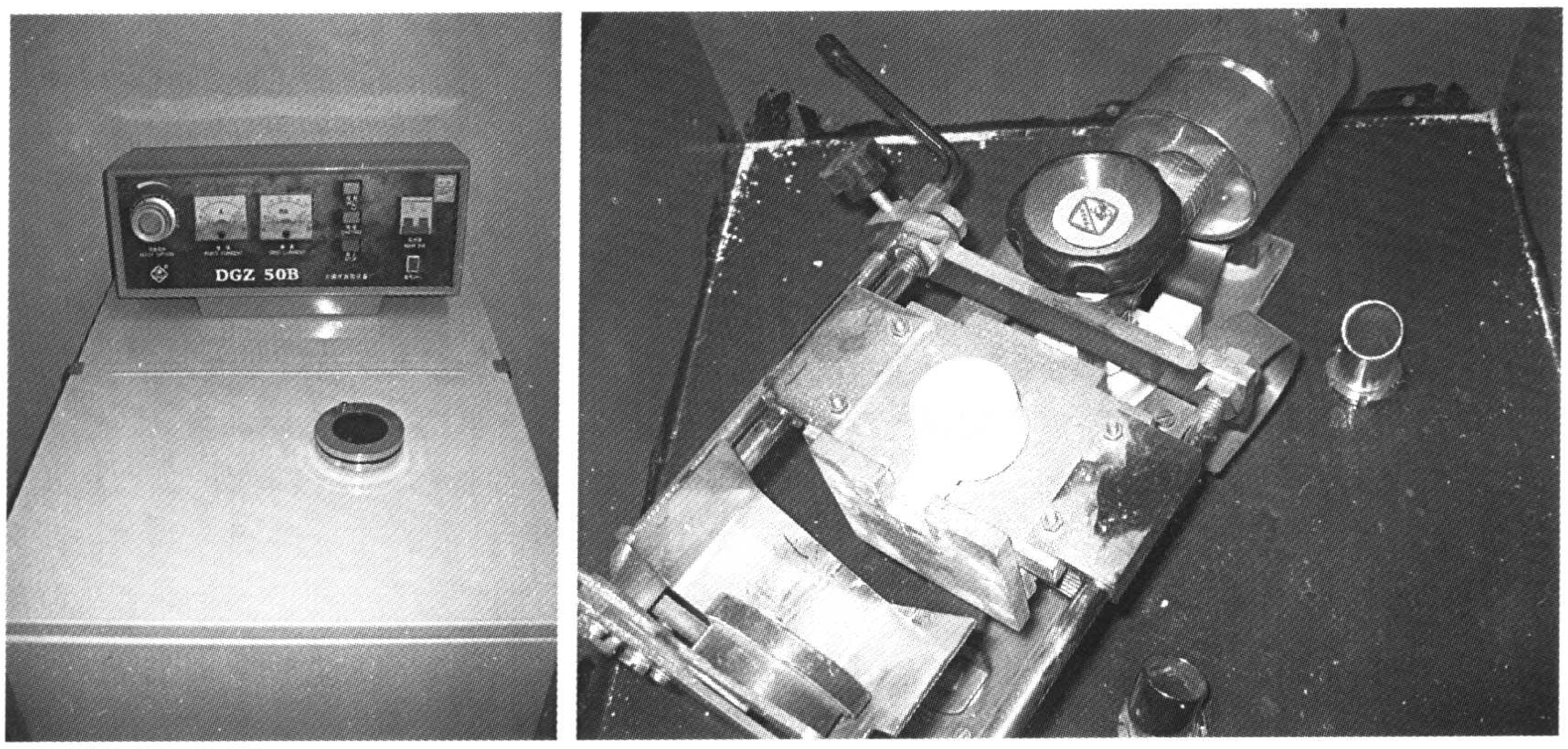


图 4-13 高频离心铸造机

温电炉内预热。铸造时，打开电源开关，将铸金放在坩埚内，加热熔化金属。再将焙烧好的铸圈倒置在坩埚口上，固定。真空炉内的气压和大气压力的差别而形成的负压，可将熔化的合金吸入铸模内。

(5)钛熔铸方法：由于钛的熔点高，约为(1 668±4)℃，在 500℃以下空气中加热易氧化，形成致密的氧化膜，随着温度的升高，氧化膜逐渐增厚，在 800℃以上时，氧化膜分解，氧原子进入金属晶格，氧含量的增加使金属变脆。因此，钛的熔炼必须在真空或惰性气体(氩、氦气)保护下进行。一般采用石墨坩埚或铜坩埚。因热源的不同，熔炼方法有电弧熔铸法、电子熔铸法、感应熔铸法和离子束熔铸法等。

其铸造过程大致为：抽真空、充氩气、引弧熔炼、铸造、冷却。具体方法是：将钛锭和铸模分别放入熔炼室和铸造室内，关闭两室，使其相互隔开；铸造室抽真空约 5s，熔炼室通入氩气，然后高频电流引弧并转换为直流电，大功率电流通过钛锭，由弧使钛锭熔化；当钛锭全部熔化，则停止充氩，使铸腔内接近真空，立即开始离心铸造；当离合器结合时，旋转体突发性转动，将熔化的钛高速注入铸腔内。一般在 4s 内即可完成钛的铸造。

2. 铸造的注意事项

(1)铸模一定要焙烧至铸造所需温度，始能进行铸造。铸造时，铸圈不宜过早取出，否则铸模温度降低，再注入熔化合金则易迅速冷却，可使铸造不全。如铸道孔处合金冷却凝固，则金属无法流入铸模内。

(2)铸造时，铸造合金一定要熔化完全，使之呈镜面状态。若合金久烧不熔化，容易氧化，铸件可能出现孔隙。合金熔化不全则铸件易出现缺损。

(3)用电动离心机或高频铸造机等铸造，均应按照操作程序进行。因此，必须了解和熟悉铸造机的结构、性能和使用说明。

(4)铸造时，坩埚和铸金一定要保持清洁。

3. 铸造后铸件的处理

(1)冷却：铸造完成后，将铸圈静置片刻，待铸造合金的红色消退，将铸圈放入冷水中骤冷，去除包埋材料，取出铸件。一般金属骤冷后，晶粒变细，可以增强金属的抗腐蚀性能和机械强度。

(2)清扫：铸件从包埋材料内取出后，表面有一层灰色污物(氧化物)。将铸件用镊子夹住，用吹管火焰烧至暗红色，即放入盐酸溶液中或放在稀盐酸中煮沸片刻，以去除氧化物及污物。但浸入时间不宜过长，以免金属被熔化而变薄。

(3)抛光：将铸件的铸道用刀边石或金刚砂片切除，初步磨平、磨光、试戴。不锈钢、钴铬合金铸件可用喷砂和电解抛光。

①喷砂：通常进行两次，第一次除尽表面残留的包埋材料；第二次先切除铸道并磨平，戴在代型

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

上，然后在喷砂机中以8～10个大气压进行喷砂。

②电解抛光：将铸件挂在电解槽的中央。通常合金嵌体需电流3～4A、电压10V，电解抛光6～10min。

五、合金嵌体的试戴与粘结

（一）试戴

试戴（try-in）是检查修复体是否达到设计和质量要求。发现缺点，应做适当调整，如存在无法改正的缺陷，影响修复质量者，则应重新制作。

嵌体试戴前，应仔细对铸件表面进行检查，修去金属瘤，保留铸道。然后在工作模上试戴。用牙线检查邻接面有无外形过大、邻接过紧妨碍就位。有无因蜡型变形造成就位困难。嵌体完全就位后再检查边缘密合性和邻接关系，若邻接不良，可加焊恢复正常邻接，以方便嵌体的取戴。

在患牙上试戴前，嵌体应以75％乙醇消毒。去除患牙上的暂时修复体或暂时封闭材料，将带有铸道的嵌体在窝洞内试戴。

1. *嵌体的就位* 以探针检查就位情况，牙体与嵌体衔接处应平滑无阶梯感，无明显缝隙。如果嵌体不能完全就位，可在嵌体组织面衬一层薄型咬合纸、印模材料或薄蜡，再在患牙上试戴，在有阻力区，相应部位看到染色或暴露金属色，去除阻力区后再重新就位检查。影响嵌体就位的因素很多，常见的原因有牙体制备不足，存在倒凹；蜡型从代型上取下时外力使蜡型变形，致使嵌体试戴时，不能顺利就位；在取印模、灌注工作模时变形，蜡型蠕变变形；铸件变形；嵌体的组织面有金属瘤、粗糙面等均可造成就位困难。仔细检查并加以调整，消除阻力后，一般均可顺利就位。

2. *嵌体的密合度* 嵌体就位后不应出现翘动或松动现象，嵌体的边缘与牙体组织间应无明显缝隙。如有明显缝隙，一般为嵌体未完全就位，如嵌体已完全就位，仍有明显缝隙，则可能是由于牙体制备不足，存在倒凹；印模不准确，间隙涂料涂布过厚或不均匀，包埋材料膨胀过大等原因造成，一般应重新制作。

3. *外形与邻接关系* 嵌体的外形应符合修复牙的解剖特点和生理要求，其形态、大小应尽量与对侧同名牙一致，与邻牙协调。各外展隙和邻间隙应清晰，有利于食物排溢和保持龈乳头健康。𬌗面、轴面外形应符合修复原则。

修复体就位后，应观察邻接面的位置是否正常，用细牙线检查邻接的松紧，牙线勉强通过说明邻接正常，若牙线通过无阻力，说明邻接过松，若牙线不能通过而又有胀痛感，说明邻接过紧。邻接过紧者，可通过磨改邻接区修正。若邻接不良，可用加焊的方法恢复正常邻接或重新制作。

4. *调𬌗* 调𬌗应在嵌体完全就位后进行，切去铸道，检查𬌗关系。使嵌体戴入后，在正中𬌗及非正中𬌗均有正常的咬合接触。调𬌗应采用咬合检查和患者主诉相结合的方法，确定并磨除早接触点。由于铸道已切除，嵌体有时不易取出，必要时可用牙线提拉以挤出嵌体。

5. *抛光* 修复体表面高度磨光、抛光可提高其耐腐蚀性、生物相容性和自洁作用，患者感到舒适、美观。抛光应在试戴完成后，𬌗关系、外形、邻接关系均满意之后进行。抛光应遵循磨平、磨光、抛光，由粗渐细的过程，不可省略中间的操作步骤。磨光面不应有任何粗糙面和纹理，反光均匀一致；通常采用细砂轮修平，橡皮砂轮、湿砂布轮磨光，干布轮抛光，金合金用氧化铁抛光剂抛光，其他合金则可用氧化铬抛光剂抛光。

（二）粘结

1. *粘结剂的选择与使用* 目前用于嵌体的粘结剂主要有以下四种：磷酸锌粘结剂、玻璃离子粘结剂、聚羧酸锌粘结剂和树脂粘结剂。

传统的粘结剂磷酸锌粘结剂对牙髓刺激较小，是热、电的不良导体，但对牙体和金属材料的粘结力较低。磷酸锌粘结剂作为一种标准的粘结剂在临床已使用几十年，且非常成功。其主要缺点是在口腔液体中的溶解性及缺乏真正的粘结力。

聚羧酸锌粘结剂对牙髓刺激作用小，粘结力较高。但据报道在循环载荷下有塑性变形的发生，因而其固位力可能低于磷酸锌粘结剂和玻璃离子粘结剂。

树脂类粘结剂近年来被广泛用于粘结固定修复体，其粘结力强、不溶于水、封闭性好、基本不溶解，可提供较好的固位。多数研究表明，树脂粘结剂的固位力优于上述三种粘结剂，且有较少的微渗漏发生。树脂粘结剂产生的固位力是磷酸锌粘结剂的1.5～2倍，同时采用树脂粘结剂粘固嵌

体，有助于修复牙抗折裂能力的提高。

牙科树脂的凝固过程由自由激发添加剂的聚合引起，此过程可被酚混合物(如丁香油)所抑制。暂时修复体通常采用氧化锌丁香油粘结剂粘固，可能会影响树脂类粘结剂的粘结效果。但对于这种影响是否具有临床意义，尚存在争论。

2. 嵌体与制备窝洞的处理　嵌体在试戴满意后，应仔细清洗，去除油污、残留的抛光剂及切割碎屑。用75%乙醇消毒、吹干。有条件者可用超声清洁器处理5min，以暴露出金属洁净面。若嵌体固位欠佳，可做如下处理：

(1)嵌体粘结面喷砂处理，用80目石英砂在0.2～0.4MPa压力下喷砂，去除金属表面沾染物，以提高机械锁结作用，增强嵌体的固位力。

(2)电解蚀刻，根据不同金属选择相应的酸蚀液体和电流条件，电解蚀刻嵌体粘固面。

(3)金属表面激活剂、偶联剂的使用，可改善树脂粘结剂对金属的粘结力。

(4)采用树脂粘结剂，并对制备窝洞的釉质酸蚀，使用牙釉质、牙本质粘结剂等。

3. 粘结　患牙区隔湿嵌体及患牙窝洞吹干、粘结。粘结时，可用小木棒置于嵌体殆面上以小锤轻轻敲击，或采用超声震动的方法，以使嵌体完全就位。待粘结剂凝固后，仔细刮除洞缘外的粘结剂，必要时，以橡皮锥磨光洞边缘，完成嵌体粘结。

第六节　树脂嵌体

树脂嵌体(resin inlay)是采用硬质树脂材料、利用热压固化或光固化方法制作的嵌体，其特点是色泽自然、制作简便、价廉，适用于前后牙的牙体缺损。树脂嵌体用于前牙、前磨牙具有较高的成功率，而用于磨牙时，其失败率增高。

复合树脂的直接应用以替代后牙银汞合金修复或嵌体修复是有问题的：与银汞合金相比，复合树脂具有较低的抗磨耗性能、聚合收缩造成边缘适合性欠佳、操作不便等。为了克服复合树脂直接修复的聚合收缩，出现了多种制作间接复合树脂修复体的方法，如直接法树脂嵌体、双层树脂修复体(GIC核替代牙本质，殆面覆盖后牙用复合树脂)可成功地粘接脆弱的牙尖，较单纯的银汞充填更为坚固；间接法树脂嵌体，通过热、压力、光固化树脂材料，可有效地减少树脂材料的聚合收缩造成的边缘渗漏。

一、树脂材料

复合树脂是一种由有机树脂基质和经过表面处理的无机填料以及引发体系组合而成的牙体修复材料，广泛用于各类牙体缺损的直接和间接修复。常用于嵌体修复的树脂材料包括：硬质塑料、复合树脂、新塑钢(SR Isosit)、超瓷(Artglass)等。

(一)树脂材料的种类

按填料粒度的大小，树脂材料可分为：传统型或大颗粒型，填料粒径范围为40～50μm；小颗粒型，填料粒径范围为3～10μm；超微型，填料粒径范围为0.04μm以下；混合型，填料粒径范围为3.0μm左右。

复合树脂在固化后的表面抛光效果，除了与研磨器械和方法有关外，树脂种类也有显著影响。通常填料粒度越小，磨改抛光效果越好，表面光洁度和审美性越佳。超微型复合树脂中填料的粒度已小于可见光波长，可形成超光滑的表面，常被称为可抛光性材料，而传统型和小颗粒型复合树脂的填料颗粒粗大，难以获得光滑的表面，常被称作不可抛光性材料。混合型复合树脂介于上述两者之间。

按固化方式，树脂材料可分为：化学固化型，采用室温氧化还原引发体系引发树脂聚合；光固化型，采用可见光照射引发树脂聚合固化；光化学固化型，同时采用氧化还原引发体系和光照射引发树脂聚合固化；热压固化型，采用加热、加压的方式固化，固化后的树脂材料密度大、强度高。

(二)体积收缩

现有复合树脂均存在一定的聚合体积收缩，其收缩率一般为1.7%～3.7%。其结果是在复合树脂与牙体之间形成微米级的边缘裂隙，并可产生5～8MPa的收缩应力。边缘裂隙将导致树脂修复体与牙体组织之间的不密合，而易产生继发龋和修复体的松动脱落。采用间接法制作树脂

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

嵌体可部分解决树脂材料的聚合收缩造成的边缘不密合。

(三)耐磨性

现有各类复合树脂的耐磨性均不够理想，其主要原因一是由于树脂基质和无机填料本身的耐磨性不足，二是基质树脂与无机填料之间的结合力不足。复合树脂承受咀嚼力时，由于基质树脂与无机填料的弹性模量相差较大，应力主要通过弹性模量较低的基质树脂间传递，造成低强度基质树脂被磨耗，填料逐渐暴露、脱落。通常传统型复合树脂是基质树脂首先被磨耗，暴露出不规则的填料颗粒，随着基质更多地被磨去，填料颗粒产生松动并脱落；而超微型复合树脂则是基质树脂与填料同时被磨耗。

用于制作间接法树脂嵌体的材料，通常选用填料含量更高的混合型和超微型复合树脂，在口外通过光、热、压力或联合固化的固化方式，可获得充分固化、理化性能更佳、耐磨性能更高的树脂修复体。同时，由于聚合反应在口外进行，聚合收缩可得到一定的补偿，因而间接法树脂嵌体的适合性得到一定的提高。

二、牙 体 制 备

硬质树脂嵌体牙体制备的基本要求与合金嵌体基本相同，所不同的是，洞底平面可不作严格要求，以去净龋坏牙体组织为准；洞壁如有倒凹，可预先用酸蚀、粘结方法进行树脂充填，以消除倒凹；限于树脂材料的强度，在固位形的设计中，不宜制备针道固位形。

与合金嵌体不同，由于树脂嵌体色泽自然，可用于前牙牙体缺损的修复，如前牙Ⅲ类洞(前牙邻舌面洞)的修复。

通常，Ⅲ类洞位于前牙邻面，承受的咬合力不大，洞型制备主要考虑固位形的制备。其牙体制备包括邻面洞型和舌面洞型两部分，在邻面应做成唇方大于舌方的梯形，龈壁和切壁向舌方聚合，注意不能破坏唇壁的完整性。唇壁与唇面应平行，洞深应为 1.5mm。舌面应制作鸠尾固位，以防充填体向邻面方向脱位，鸠尾一般应位于舌隆突的切方，避让切 1/3，不超过牙冠舌面的中线，在尖牙还应保护舌轴嵴。鸠尾峡应位于舌轴线角的内侧。洞深也应有 1～1.5mm(图 4-14)。

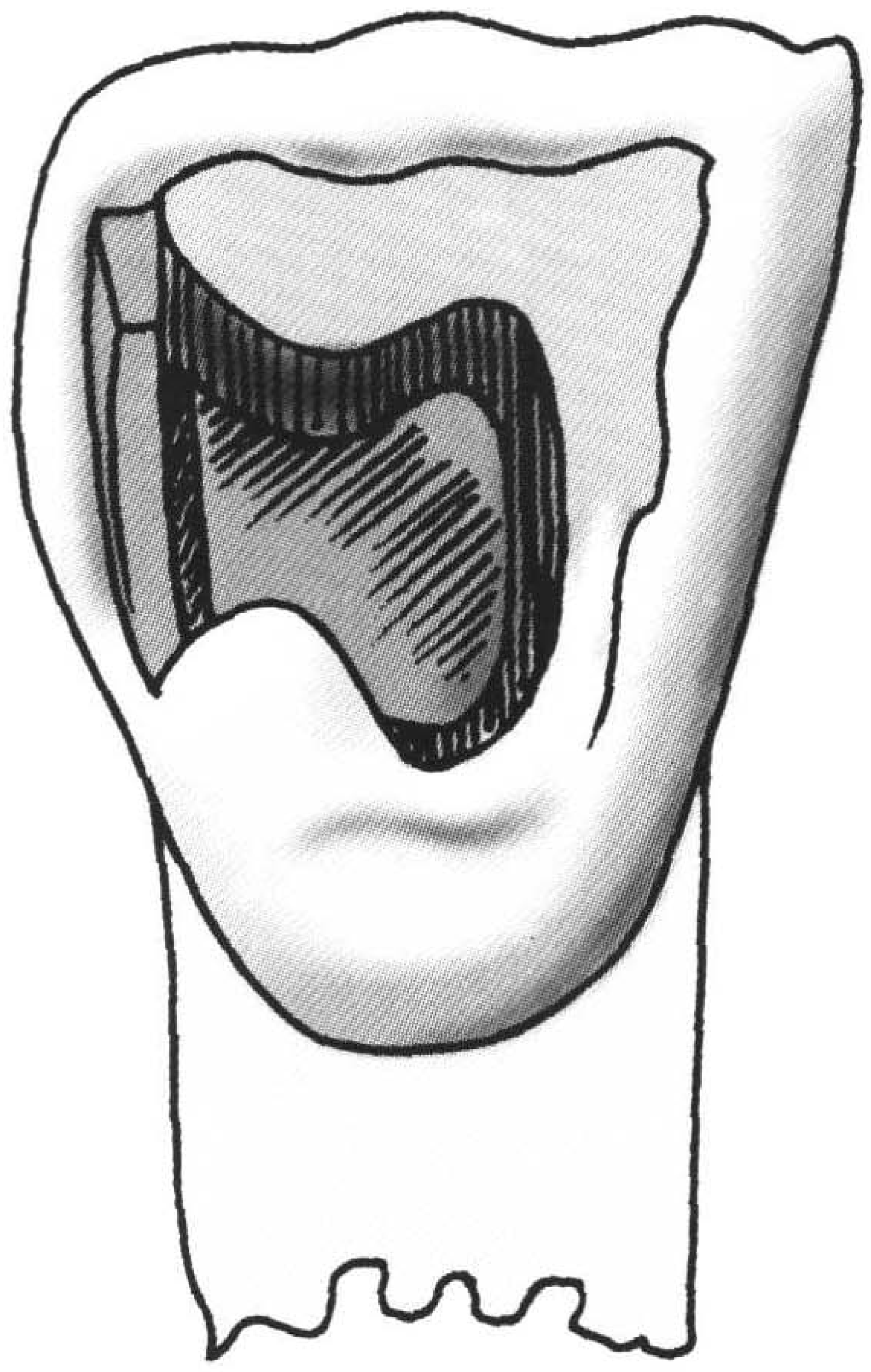


图 4-14 Ⅲ类洞的制备

三、树脂嵌体的制作

硬质树脂嵌体制作有直接法和间接法两种。

1. *直接法* 直接法制作复合树脂嵌体：首先在预成洞型中涂布分离剂，再充入复合树脂、成型并初步光固化，然后取下嵌体进一步进行光固化(约 6 min)或热固化(约 120℃，7 min)，最后用粘结剂将嵌体粘结于制备洞型中。

常规牙体制备后，冲洗，以压缩空气吹干患牙，洞壁涂布一薄层硅油。比色，根据比色结果选择相应颜色的树脂材料。根据嵌体洞形深浅分层充填固化，浅洞可一次充填固化，深洞则需 2～3 次分层充填，分层固化。初步固化后，将嵌体从窝洞内取出，检查是否完整，嵌体的边缘、点角、线角以及组织面是否清晰。如有不足之处，应添加树脂材料，再将嵌体放回窝洞，固化。待嵌体符合要求后，再置于专用的固化箱内光固化或加热固化。嵌体完全固化后，修整外形，调殆、磨光、粘固。

2. *间接法* 间接法树脂嵌体是在牙体制备后，采取印模，在口外制作嵌体，最后用粘结剂将嵌体粘于制备洞型中。

牙体制备完毕后取印模，灌注人造石工作模。在工作模上涂布分离剂，把热压聚合的树脂材料充填到工作模的窝洞内，塑形后表面涂硬化剂。将模型置于压力锅温水浴内，在 0.5～0.6MPa 压

力、120℃温度下加压、加热处理 7～10min。待树脂材料完全固化后，取出模型，修整嵌体外形，调𬌗、磨光、粘结。

可弯曲代型技术制作树脂嵌体是在牙体制备后，采用不可逆水胶体、聚合型硅橡胶、聚醚硅橡胶等印模材料采取印模，再翻制可弯曲橡胶材料代型，然后直接在可弯曲橡胶代型中制作树脂嵌体。为了防止可弯曲代型与印模粘连，在采用硅橡胶材料制作可弯曲代型时，应在印模表面涂布一层分离剂。可弯曲代型技术制作树脂嵌体省略了灌注石膏工作模型这一步骤，且树脂嵌体固化后，易从代型中取出。

四、树脂嵌体的粘结

树脂嵌体的粘结通常采用树脂粘结剂进行粘结。粘结前，先去除患牙上的暂时充填物，冲洗、吹干。根据所选用的树脂粘结剂的操作要求，粘结树脂嵌体。待粘结剂固化后，再次检查𬌗关系，调𬌗、抛光，完成嵌体修复。

临床上，对于牙本质粘结剂的使用有两种方法：常规的方法是在粘结嵌体前使用牙本质粘结剂。在嵌体就位时，粘结树脂的压力可能会使脱钙的胶原纤维塌陷，而影响粘结界面的内聚强度。另一种方法是在牙体制备、采取印模前使用牙本质粘结剂。有研究发现：牙体制备后直接使用牙本质粘结剂，其粘结强度显著高于嵌体粘结时使用牙本质粘结剂。同时，牙体制备后使用牙本质粘结剂，有利于减轻牙体制备后的牙本质过敏症状。

第七节 瓷 嵌 体

应用陶瓷材料制作嵌体，具有较金属嵌体更好的美学效果，而与树脂嵌体相比，瓷嵌体表面光洁、耐磨性能高。近年来，随着患者审美意识的提高，对瓷嵌体的需求也日益增多。

一、牙 体 制 备

（一）瓷嵌体的修复设计

瓷嵌体的修复设计除应遵循常规合金嵌体修复的设计原则外，应特别注意以下几点：

1. 洞型边缘无洞斜面。由于洞斜面处材料菲薄，在制作或承受𬌗力时容易折裂，因此瓷嵌体的所有边缘都应设计为对接式。

2. 由于陶瓷材料的脆性，瓷嵌体的固位设计中，除采用金属烤瓷嵌体外，不宜设计针道固位形。设计有鸠尾固位形时，鸠尾峡宽度应大于 2.0mm。

3. 洞型的点、线角应圆钝，各轴壁应以圆滑曲面相延续。

（二）瓷嵌体的牙体制备

瓷嵌体的牙体制备与合金嵌体类似，但也有一些不同。

1. 洞型深度，𬌗面至少 1.5～2.0mm，邻面为 1.0～1.5mm。

2. 嵌体洞型涉及邻面或颊舌面时必须在相应面的龈方制备 1.0mm 的肩台。

3. 不能制备洞斜面，所有的边缘制备均应使瓷与牙体组织间呈对接状态。

4. 制作高嵌体时，嵌体应将功能尖与非功能尖全部覆盖，各轴面边缘制备 1.0mm 的肩台或深槽形。

5. 牙体制备后表面应光滑、线角圆钝，所有轴壁上的倒凹必须用玻璃离子粘结剂或树脂材料填补。

二、瓷嵌体的制作

牙体制备完成后，用硅橡胶印模材料采取印模，用人造石或硬质石膏翻制模型。比色，用树脂材料口内制作暂时嵌体。

瓷嵌体的制作方法有铂箔介质技术、耐火代型技术、热压铸瓷技术、复制加工技术和 CAD/CAM 技术等。

（一）铂箔介质技术

铂箔介质技术是在工作模型上，衬垫铂箔后塑瓷，直接提取烧结。由于陶瓷材料的烧结收缩较大，制成的瓷嵌体密合性较差，现已很少采用。

（二）耐火代型技术

须采用特制的耐火材料翻制耐火代型，然后在代型上塑瓷烧结，可反复加瓷烧结，直至满意

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

后，进行外形修整，喷砂去除表面黏附的代型材料。

(三)热压铸瓷嵌体的制作

与金属铸造技术相似，先在工作模型上制作嵌体蜡型，用特制的磷酸盐包埋料包埋。在850℃预热90min，去蜡。根据临床比色，选择颜色合适的铸瓷瓷锭放在型腔浇铸口，送入自动压力炉(1 180℃)预热20min，在0.5MPa的压力下压铸成型。成型后，用50～100μm玻璃珠喷砂去除包埋料，切除铸道，在代型上试戴、调𬌗。最后，采用表面染色技术获得相应的颜色。

(四)复制加工(copy milling，Celay)技术制作瓷嵌体

Celay复制加工系统采用机械传感器测量人工制作的修复体雏形，通过连动装置连接加工端，进行复制加工。此系统除了价格较CAD/CAM系统低以外，还可以加工外形更为复杂的固定修复体。

机械加工技术制作瓷嵌体的优点是自动化程度高，患者仅需就诊一次，在短时间内即可完成嵌体修复；修复体外形较精确，与制备体的密合度较好，一般小于50μm。

常用的可切削陶瓷主要有四种：长石质可切削陶瓷，如Vita MarkⅡ；可切削玻璃陶瓷，如Dicor MGC、MGC-F、IPS-Empress等；氧化铝陶瓷，如Procera-Allceram、Celay/In-Ceram Alumina；氧化锆陶瓷。

Celay复制加工系统制作瓷嵌体的过程为常规取模、制作活动代型，代型表面涂代型隙料；在代型上用专用的光固化树脂材料堆塑嵌体外形，光固化后取出树脂嵌体，检查是否完整，嵌体的边缘、点角、线角以及组织面是否清晰。如有不足之处，应添加树脂材料，再将嵌体放回代型，光照固化。待嵌体符合要求后，将其固定在Celay复制加工系统的扫描舱，选择颜色、尺寸合适的瓷块，固定在加工舱，进行复制加工(图4-15)。加工完成后，将嵌体从加工舱内取下，切除固定柱，在工作模型上试戴、调𬌗、磨光、上釉，口内试戴满意后粘结。

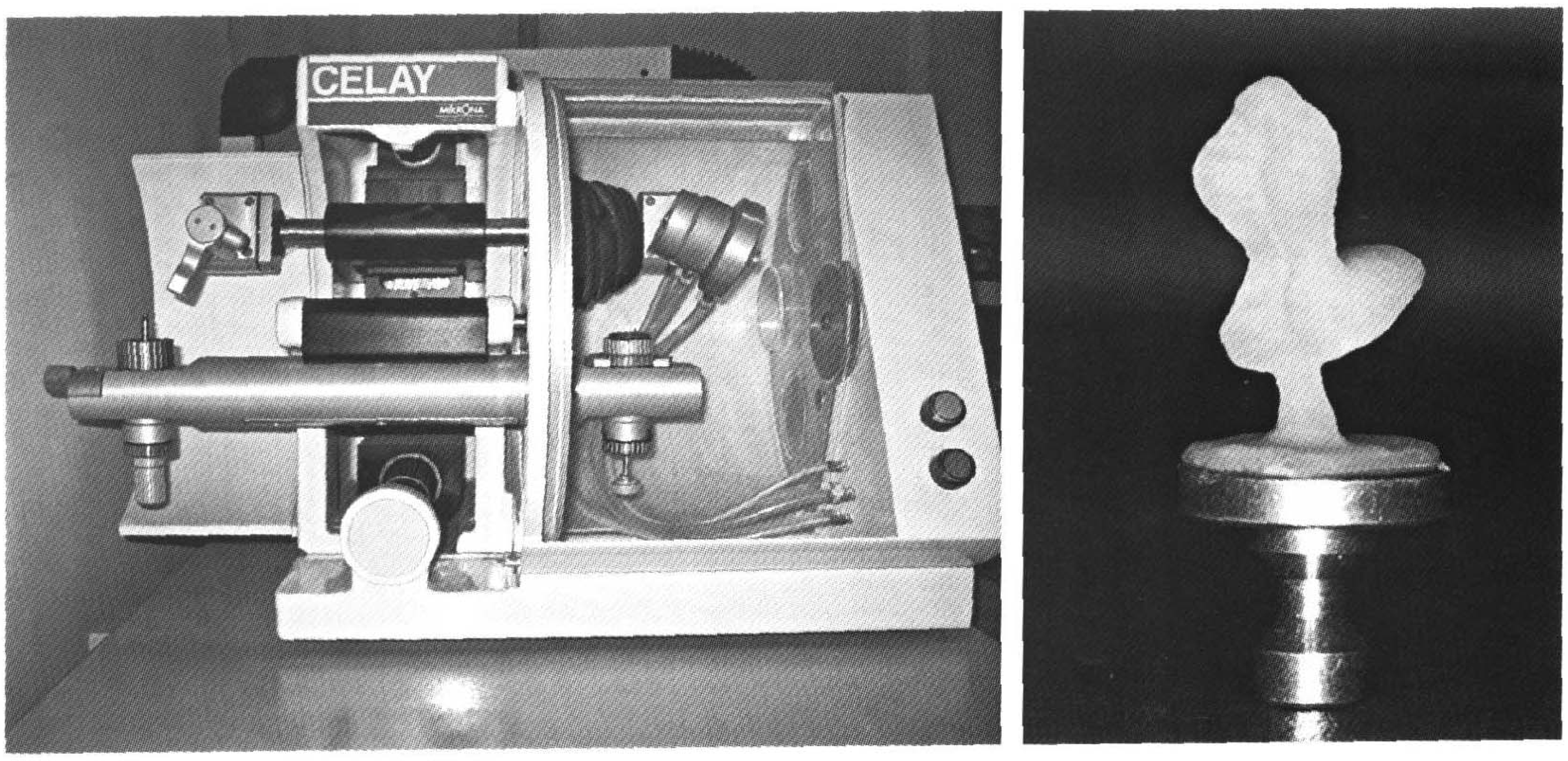


图4-15 Celay复制加工系统与瓷嵌体

(五)计算机辅助设计与制作(CAD/CAM)技术制作瓷嵌体

CAD/CAM技术是将光电子技术、信息处理技术及自动控制机械加工技术用于制作口腔修复体的一门新兴的口腔修复工艺。目前主要有法国的Duret系统、美国明尼苏达大学的Rekow系统、荷兰的Cicero系统、瑞士的Cerec系统、瑞典的Procera系统、美国3M公司的Lava系统等。不同系统之间在技术上不尽相同，操作的难度和速度、使用的材料、修复体的精确性等也不尽相同。利用这些系统可在30～110min内为患者制作可切削陶瓷材料的嵌体、贴面和全冠。

CAD/CAM技术制作瓷嵌体的过程：

1. 常规进行牙体制备　清洁干燥后涂一薄层胶体，并喷一层粉剂，使反光均匀。

2. 采集光学印模　用激光探测扫描器采集

牙体表面的图像，输入计算机并在屏幕上形成清晰的三维图像。亦可取常规印模，在工作模型上采取光学印模。

3. 嵌体的设计　在显示器上，用鼠标在牙体图像上标出嵌体的边缘，并形成模拟的嵌体模型即“计算机蜡型”。在显示器上，可对嵌体蜡型的粘结面、𬌗面、轴面外形进行修改。

4. 嵌体的制作　计算机与一台微型精密铣床相连，在铣床上固定一块颜色、尺寸合适的瓷块，铣床起动后按照计算机设计的嵌体尺寸自动完成嵌体的精密机械加工。

5. 嵌体的完成　机械加工完成后，将嵌体从铣床上取下，切除嵌体上的固定柱，在工作模型上试戴、调𬌗、磨光、染色、上釉，口内试戴满意后粘结。

三、试戴与粘结

去除暂时嵌体，试戴瓷嵌体，检查瓷嵌体的色泽、适合性、咬合及边缘情况、邻接关系等，并做必要的修整、磨改，抛光。

瓷嵌体粘结前需用氢氟酸溶液酸蚀粘结面5～10min，流水冲洗30s，干燥，涂偶联剂备用。患牙的处理包括牙本质和牙釉质的处理。牙本质一般可用玻璃离子粘结剂垫底，然后根据粘结剂的要求进行酸蚀处理，未垫底的牙本质需使用牙本质粘结剂；牙釉质表面则可常规酸蚀处理。粘结材料宜选用双重固化的树脂粘结剂，粘结完成后抛光嵌体边缘。

第八节　嵌体修复后可能出现的问题

设计正确、制作精良的嵌体，通常能较长期地恢复患牙的形态与功能，而不出现问题。临床研究发现：瓷嵌体3年的满意率为100%，树脂嵌体为89%。瓷嵌体10年的成功率为89%。但如果适应证掌握不好，修复治疗过程未能遵循正确的修复设计原则和质量要求，或因制作中操作不仔细，也可能会出现一些问题需要进行适当的处理，甚至需要拆除重新制作。

一、疼　　痛

嵌体修复后，临床上常见的疼痛有过敏性疼痛、自发性疼痛和咬合痛，应针对不同性质的疼痛，作出正确的诊断并进行适当的处理。

（一）过敏性疼痛

1. 嵌体粘固后过敏性疼痛　患牙为活髓牙，在经过牙体切割后，暴露的牙本质遇冷、热刺激会出现牙本质过敏现象。若牙体制备时损伤大，术后未采取保护措施，牙髓常常充血处于激惹状态。嵌体试戴时的机械刺激、粘结时的消毒药物刺激和粘结剂中的游离酸刺激，均可能引起患牙的短时疼痛。待粘结剂充分凝固后，疼痛一般可自行消失。由于粘结剂为热、电的不良导体，在口内对患牙起到保护作用，遇冷热不再出现疼痛。

若粘结后牙长时间持续疼痛，说明牙髓充血严重，或已发展为牙髓炎，临床上须做牙髓治疗，往往需要破坏嵌体。因此，在粘结前，应对患牙牙髓状态有一个正确的判断，过敏性疼痛严重者应先做安抚治疗。

2. 嵌体使用一段时间之后出现过敏性疼痛　多由于牙体制备时龋坏组织未去尽，或未做预防性扩展，有继发龋产生；嵌体不密合、松动；粘结剂或粘结操作不良，粘结剂溶解、脱落而失去封闭作用等引起激发性疼痛。

处理时，除粘结剂溶解、嵌体松动等，可将嵌体重新粘结，一般需将嵌体破坏或拆除重新制作。

（二）自发性疼痛

嵌体粘结后出现自发性疼痛，其常见原因为牙髓炎、金属微电流刺激、牙周炎或根尖周炎。粘结后出现的自发性疼痛，多是由于牙体切割过多，牙体制备后未戴暂时修复体对牙髓安抚治疗，牙髓受刺激由充血发展为牙髓炎。嵌体戴用一段时间后出现的自发疼痛，多见于继发龋引起的牙髓炎；或根由于修复前根管治疗不完善，根尖周炎未完全控制；或创伤𬌗引起的牙周炎。

牙髓炎引起的自发性疼痛常因有嵌体覆盖而不易定位，应仔细检查嵌体有无松动、破损、嵌体边缘有无继发龋等，再做牙髓温度测试和活力试验，明确诊断后，再决定是拆除嵌体还是局部打孔做牙髓治疗。

如有创伤𬌗，应仔细调𬌗观察。对于牙周炎

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

或尖周炎，应做X线检查，确诊后，根据病因做相应治疗。

金属嵌体与邻牙、对𬌗牙的银汞合金充填物和异种金属修复体之间可产生微电流，对一部分敏感的患者，可产生瞬间触电样疼痛。一般应拆除重新选择修复材料、重新制作。

（三）咬合痛

嵌体粘结后短期内出现咬合痛，多是由创伤𬌗引起。患者有咀嚼痛伴有叩痛，发病病程不长，创伤性牙周炎不严重，通过调𬌗，症状就会很快消失。调𬌗时根据正中𬌗及非正中𬌗的早接触仔细调整，磨改不合理的陡坡和过锐尖嵴。如调𬌗在嵌体上进行，调𬌗完成后应磨平、抛光。如咬合过高而调𬌗有困难时应拆除嵌体重新制作。

在嵌体戴用一段时间之后出现咬合痛，应结合触诊、叩诊和X线检查，确定是否有创伤性牙周炎、根尖周炎、外伤性或病理性根折等。然后再针对病因进行治疗，如调𬌗、牙周治疗或拆除重新制作或拔除患牙等。

二、食物嵌塞

食物嵌塞（food impaction）是食物嵌入或滞留在牙齿或嵌体的邻接面间。引起食物嵌塞的原因有：嵌体与邻牙或嵌体与嵌体之间无接触或接触不良；嵌体轴面外形不良，如𬌗外展隙过大，龈外展隙过于敞开；𬌗面形态不良，𬌗边缘嵴过锐，颊舌沟不明显，食物排溢不畅；𬌗平面与邻牙不一致，形成斜向邻面的倾斜面；邻面接触虽然良好，但嵌体有悬突或龈边缘不密合；对颌牙有充填式牙尖（杵臼式牙尖）等。

食物嵌塞是嵌体修复常见的问题之一，患者可以感到胀痛不适，嵌入或滞留的食物可以直接压迫牙龈引起疼痛，滞留食物发酵、腐败、发生口臭，分解产物和细菌性代谢产物的刺激可引起龈炎，出现疼痛、龋病和牙周炎。

食物嵌塞的治疗应针对其原因进行。属邻接不良、外展隙过大者，一般需拆除嵌体重新制作；𬌗面形态不良者，在不影响嵌体质量的前提下，可做适当磨改，如磨除过锐的边缘嵴，加深颊舌沟，磨出食物排溢沟，调磨对颌充填式牙尖，修改嵌体的悬突等。磨改完成后，嵌体表面应仔细磨平、抛光。对于嵌体不易拆除，而邻牙有牙体缺损者，亦可利用邻牙充填治疗或做嵌体以恢复正常邻接关系。

三、龈缘炎

嵌体粘结后也可出现龈缘炎，表现为嵌体龈边缘处的龈组织充血、水肿、易出血、疼痛等。其原因可能有：嵌体轴壁突度不良，如嵌体轴壁突度不足，食物冲击牙龈；嵌体的龈边缘过长，边缘抛光不良、有悬突；邻接关系不良，嵌塞食物压迫牙龈等。

治疗时，局部可用消炎镇痛药消除炎症，调𬌗，并尽可能消除或减少致病因素，保守治疗后若症状不缓解，应拆除嵌体重新制作。

四、嵌体松动、脱落

嵌体松动、脱落是嵌体修复失败的主要表现之一。嵌体永久粘结后，在不同的时间出现嵌体的翘动，或对嵌体𬌗面加压时边缘有液体溢出，或患者可自行取下等。其主要原因有嵌体固位形设计不当，如轴壁聚合度过大，窝洞深度不足，未适当采用辅助固位形，或嵌体不密合等；嵌体修复后存在创伤𬌗、𬌗力过大、𬌗力集中、侧向力过大；粘结时，粘结材料选用不当，粘结剂失效，牙面及嵌体粘结面未清洗干净，干燥不彻底，油剂、唾液污染等造成的粘结失败等。

嵌体一旦松动，应尽早取下。仔细分析嵌体松动、脱落的原因，如为设计、制作的原因应重新制作；如因创伤𬌗所致，应磨改、调𬌗、抛光后重新粘结。如因粘结失败，可去除残留粘结剂，粘结面进行适当处理后，选用粘结强度较高的粘结材料重新粘结。

五、嵌体破裂、折断

嵌体戴用过程中出现破裂、折断的主要原因：

1. *外伤* 如受外力、咬硬物，以树脂嵌体与瓷嵌体较为多见，由于瓷的脆性较大，树脂强度较低，特别是在薄弱处。

2. *牙体制备设计不当* 如鸠尾峡宽度、厚度不足；𬌗面磨除不够，致树脂嵌体、瓷嵌体的𬌗面厚度不足，在𬌗力作用下，产生嵌体的破裂、折断等。

3. *嵌体制作缺陷* 如局部棱角锐边，应力集

中处易折断；铸造嵌体存在砂眼等。

4. 嵌体调㐌造成　嵌体调㐌、磨改过多，㐌力过大，在深覆㐌、咬合紧，或存在创伤㐌时，容易出现折断；磨耗过多，如咀嚼硬物，磨牙症等。

嵌体修复后出现破裂、折断，通常需要重新制作。重新制作前，应仔细分析造成嵌体破裂、折断的原因，以便于在重新制作时加以避免或改正。

六、嵌体的拆除

嵌体修复后出现问题，多数需要拆除重新制作。

嵌体的拆除较为困难，通常需用磨切和撬松相结合的方法进行。先用刀边砂石或钻针在㐌缘处或嵌体峡部切断，以小凿分段取出。或用钻针沿嵌体边缘磨去一周，再以小凿撬松取出，但应注意不可切割过多，或撬动时造成牙折。

如果嵌体已有松动，用去冠器卸下。利用去冠器上的钩缘钩住嵌体的边缘，沿就位道相反方向用去冠器柄上的滑动锤冲击末端，依靠冲击力将残留粘结剂震碎，破坏其密封，使嵌体脱位。使用时应注意用力的大小及方向，观察患者的反应，切忌用力过猛，防止患牙折裂或损伤牙周膜。嵌体快脱位时，以左手手指夹持嵌体，防止嵌体飞落或患者误吞。

（陆支越）

参　考　文　献

1 徐君伍．口腔修复学．第4版．北京：人民卫生出版社，2002

2 赵云凤．口腔修复技术与工艺学．成都：四川大学出版社，2001

3 Ziskind D, Elbaz B, Hirschfeld Z, *et al*. Amalgam alternatives-microleakage evaluation of clinical procedures. Part Ⅱ: direct/indirect composite inlay systems. J Oral Rehabil, 1998, 25(7): 502—506

4 Roulet JF. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam-results up to 6 years. Clin Oral Investig, 1997, 1(1): 40—46

5 Donly KJ, Jensen ME, Triolo P, *et al*. A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years. Quintessence Int, 1999, 30(3): 163—168

6 Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. J Dent, 2000, 28(6): 375—382

7 Manhart J, Chen HY, Neuerer P, *et al*. Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. Am J Dent, 2001, 14(2): 95—99

8 Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. Dent Clin North Am, 2002, 46(2): 303—339

9 Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. Clin Oral Investig, 2003, 7(2): 71—79

10 St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, *et al*. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. J Prosthet Dent, 2003, 89(6): 551—557

11 Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. Int J Prosthodont, 2004, 17(2): 241—246

12 Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, *et al*. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. Quintessence Int, 2004, 35(4): 281—286

13 Yamada Y, Tsubota Y, Fukushima S. Effect of restoration method on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. Int J Prosthodont, 2004, 17(1): 94—98

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第5章 Chapter 瓷贴面修复

贴面修复(laminate veener restoration)是采用与牙色相似的材料，制作成唇面，用粘结剂粘结于牙体表面达到修复切缘缺损或矫正变色牙的作用，从而恢复面容的美观。一般多用硬质树脂材料及瓷制作。目前多采用的是瓷贴面修复(porcelain laminate veener restoration)。

第一节　瓷贴面的发展

瓷贴面的雏形最早可以追溯到19世纪30年代，1937年，Charles Pincus医生在一次对加利福尼亚牙医协会的演讲中提出了一个令人深思的话题："口腔医生对治疗的思考往往只注重恢复发音和功能，而忽略了美观，应该树立这样一种观念，我们所处理的是一个能够改变个人整体形象的器官。一个迷人的微笑所呈现的自然整齐、洁白无瑕的牙齿是展现着一个人个性和魅力的重要因素。"

当时，Pincus将空气烧结的(air-fired)陶瓷制成很薄的饰面，用于为需要暂时改变笑容的好莱坞演员们提供一种无须牙体制备的暂时性美学修复。演员在表演时，可以利用牙托粉将这种暂时瓷饰面暂时固定于牙体上，但它的强度很差，同时也缺乏长期固定于牙体组织的有效手段。

贴面工艺经历了30余年的时间发展才达到今天的水平。贴面根据制作方式主要可以分为两类：即直接法复合树脂贴面和间接法贴面，如预成贴面和技工室加工树脂贴面、瓷贴面等。

一、直接法贴面

1955年Buonocore关于酸蚀技术的研究和随后Bowen对填料树脂的应用为牙体/丙烯酸树脂的直接粘结技术奠定了基础。尽管这些研究成为20世纪60年代早期牙科领域取得的重大突破，但在随后近10年的时间中，粘结技术却并未在美学方面得到应用，部分原因是由于自固化树脂的聚合时间较短，使得医师无法在树脂固化前获得足够的工作时间重塑贴面形态。直到20世纪70年代，以美容为目的将复合树脂与牙体直接粘结的贴面修复方式才逐渐流行起来。

20世纪70年代初期到中期光固化树脂的问世，它在工作时间和化学性能等方面较自固化树脂均有明显的提高。光固化树脂的出现标志着牙科美学材料进入了一个新的时代。20世纪70年代后期，光固化树脂已经基本取代自固化树脂，成为前牙美容修复的优先选择。

尽管直接酸蚀粘结贴面技术行之有效，然而仍存在有易着色、耐磨性差、缺少天然牙的荧光效果等缺陷，这些使贴面材料仍须不断地完善和发展。

二、间接法贴面

1. *树脂贴面*　随着新型材料和美学修复技术的不断发展，以美容为目的的治疗在口腔临床变得越来越普遍。Fauce介绍了一种单层丙烯酸树脂预成贴面，并将其形容为相对于直接酸蚀粘结贴面技术的一大进步，这种技术先用化学处理剂处理贴面，再以复合树脂将贴面粘结于酸蚀的牙体组织，由此便可获得化学粘结和机械结合的

双重固位力。这种贴面的抗着色性能优于复合树脂贴面，然而由于丙烯酸树脂与复合树脂之间的化学粘结作用较弱，所以许多病例都出现了粘结界面裂开的情况。另外，预成丙烯酸树脂贴面的耐磨性与复合树脂贴面相比并未得到改善。

间接树脂贴面的优点是可以准确地恢复解剖形态，减少直接贴面椅旁雕刻的操作时间。由技工室加工的丙烯酸树脂贴面和微填料树脂贴面具有良好的表面光滑度和遮色能力，如果制作合适，几乎不需要任何精修或调改。然而，间接树脂贴面的美学效果、强度和寿命等方面仍远远逊色于瓷贴面。

2. 瓷贴面　瓷作为一种最具美学效果和良好生物相容性的材料，应用于牙科已经有很长的历史，它的性能几乎可以与人体自身的牙釉质相媲美。陶瓷材料耐磨性好、色泽稳定，并且不会对牙龈组织产生刺激。唇侧瓷贴面作为永久性美学修复体的出现标志着口腔粘结、酸蚀、美学修复发展 30 多年来的一次巨大飞跃。

陶瓷酸蚀技术的概念来自于 1975 年 Rochette 的描述。20 世纪 80 年代早期，美国牙科贴面研究的先驱们在瓷贴面及其加工和辅助固位技术的发展中进一步实现了机械化。

Simonsen 和 Calamia 报道，瓷贴面固位的关键在于瓷被酸蚀刻的能力、瓷与复合树脂的粘结能力以及体现出较高的拉伸粘结强度，他们在进一步的研究中证明用硅烷偶联剂处理酸蚀的陶瓷可以形成化学粘结，提高陶瓷/树脂间的机械粘结作用。

瓷贴面的强度和耐久性始终是人们关注的一个焦点。尽管瓷贴面最终修复效果具有一定的技术敏感性，但它的表面质地、颜色、荧光效果和整体美观性却几乎不会受到影响。另外，在瓷贴面的就位过程中可以调节颜色的能力，使得最终修复色彩的调整具有极大的灵活性。

三、瓷贴面与树脂贴面的比较

尽管瓷贴面和树脂贴面的临床适应证存在明显交叉，但病例的选择很大程度上取决于哪一种间接贴面系统对患者更适合，在治疗过程中医师应仔细权衡每种系统的利弊。

1. 显然，瓷贴面有更理想的强度和固位能力，基于这个重要原因，瓷贴面是临床上需要增加牙体高度或涉及功能咬船接触病例更稳妥的选择。然而对于一些不涉及功能咬船的常规病例来讲，间接复合树脂贴面也足以胜任。

2. 瓷贴面上釉质表面质地在光洁度和耐久性方面同样优于抛光的树脂贴面，但如果光洁面在修整或磨光的过程中造成损伤则重新抛光也比树脂贴面要困难得多。

3. 树脂贴面的技术加工费用通常是瓷贴面的 1/3～1/2。但后者比前者经久耐用，修复后需要更换的频率小，从长远来看是节省费用的。

4. 由于成分的不同，间接树脂贴面损坏后在椅旁用光固化树脂修补相对容易，也比瓷贴面更容易更换。如果保留了最初的模型，新的树脂贴面可以在去除损坏的贴面后很快重新完成并粘固。但损坏的瓷贴面去除过程中不可避免地会改变基牙的形态，因此更换时往往需要增加患者的就诊次数。然而也应该认识到，瓷贴面具有更好的粘结性能和固位能力，所以需要修补或更换的概率也很小。

美学在我们的生活中已经变成口腔医师必须考虑的一个问题。口腔医学的发展趋势和治疗方式要求我们必须使医疗服务多样化。随着牙科美容治疗被越来越多的患者所熟知，社会对牙科美容服务的需要也会不断增加。

第二节　瓷贴面的优点及适应证

当前许多刊物都登载着大量文章来反复强调拥有美丽牙齿的必要性和重要性。粘结技术的发展使得口腔医师可以将不同颜色的复合树脂固定在牙体表面，遮盖住原本不美观的牙齿，创造出美观的视觉效果。目前，在关于如何获得瓷与牙体组织之间良好固位的研究上已经取得了重要突破，这为美容牙科开辟了新的领域。瓷贴面的优势远大于其他任何形式的贴面系统，因此我们可以认为它已经步入了整形牙科学的“艺术阶段”。

一、瓷贴面的优点

瓷贴面之所以能够作为牙体组织的美容修复

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

体，不外乎以下几点原因：

1. *颜色* 陶瓷具有更好的内在颜色控制能力、自然的外观和颜色稳定性。

2. *粘结强度* 酸蚀过的瓷贴面与釉质表面的粘结强度远高于其他贴面系统。

3. *牙周组织健康* 瓷表面高度光洁，形成的牙菌斑沉积区域较其他贴面少，某些类型的瓷贴面甚至能延缓牙菌斑的聚集。

4. *耐磨性* 瓷贴面的耐磨损和磨耗性能大大优于复合树脂。

5. *瓷的内在强度* 瓷贴面本身是较脆的，然而一旦与牙釉质粘结后则拉伸强度和剪切强度就会明显提高。根据临床经验来看，贴面在粘固后不能靠去冠器的震动力量取出，而只能以金刚砂车针磨除。瓷的内聚强度远高于复合树脂中树脂基质和填料的粘结力，因此，瓷贴面可以通过延长覆盖牙体切端的部分来增加基牙的高度，这是由于瓷/牙釉质较高的粘结强度和瓷本身较高的实际强度（如内聚强度）。

6. *防止液体吸收* 陶瓷比其他贴面材料的液体吸收程度更低。

7. *美观* 陶瓷可以配色，具有良好的表面质地，它的美学性能优于其他各种贴面材料。陶瓷不仅能够进行外染色和内染色，而且表现出自然的荧光效果，这使得修复体的外观看上去更富有活力。瓷贴面模仿邻牙的效果令人满意，可以充分与邻牙保持协调一致。

二、瓷贴面的不足

1. *时间* 瓷贴面修复具有技术要求高，工艺复杂，耗费时间等缺点。

2. *修补* 瓷贴面一旦粘结于牙釉质后难以修补。

3. *技术敏感性* 瓷贴面采用间接法制作，因此相对于直接贴面来讲，瓷贴面需要制取模型，需要患者就诊2次并承担技工加工费用。

4. *颜色* 瓷贴面粘固就位后无法进行颜色调整。

5. *牙体制备* 在某些特定情况下需要采取措施预防过度牙体制备的潜在问题。

6. *脆性* 瓷贴面质地较脆，不易操作。

7. *费用* 瓷贴面的费用通常为前牙全瓷冠的3/4，甚至比之更高。具体费用视病例的难易、时间、技术水平、工艺要求、技工加工费用、对患者承诺的免费修补或重做的期限而定。

三、适 应 证

1. *变色牙* 如四环素牙、失活牙、氟斑牙、增龄变化导致的牙体颜色变深等病例。

2. *釉质缺损* 不同类型的釉质发育不良或畸形。

3. *牙间隙* 瓷贴面可以关闭牙间隙和其他多个不美观的缝隙。

4. *错位牙* 对于牙体组织相对完好而不愿进行正畸治疗的错位牙或扭转牙的患者，贴面可以帮助其创造出平整的牙齿外观。

5. *错𬌗* 改变前牙唇面的外形以增加对错𬌗或牙周病患牙的引导或中心聚合作用（centric holding area）。

6. *增龄变化* 渐进的增龄变化常导致牙体的磨损或颜色变化，这对于当今追求年轻时尚的社会来讲是不相称的。这类牙体虽是漂白技术的理想适应证，在某些条件下，可以在漂白后进行贴面修复。

7. *磨耗方式* 瓷贴面对于减缓牙体磨耗速度的病例是十分有效的。如果有足够的釉质保留并希望增加牙体高度，则可以将瓷贴面粘结于剩余的牙体组织以改变形状、颜色和功能。

8. *侧切牙发育不全* 当出现尖牙直接萌出于中切牙旁边（缺失侧切牙的位置）的情况时，瓷贴面可以将尖牙改变成侧切牙的形态。侧切牙缺失时，尖牙通常变得较宽，因此这种病例最好在贴面修复尖牙的同时也对中切牙进行修复以获得理想的牙体大小比例。

四、非适应证

尽管瓷贴面并无与其他形式的修复体有任何特定的冲突，但瓷贴面的修复要考虑以下几个因素。

1. *可利用剩余牙釉质的量* 贴面周围应有足够的剩余牙釉质组织，因为牙本质的粘结作用明显弱于牙釉质，足够的牙釉质不仅为了较好的粘结，更重要的是获得牙体理想的封闭效果。如果牙体已经仅残留牙本质或牙体大部分是由粘结

剂材料恢复的，则最好选用冠修复体。

2. *釉质的酸蚀能力*　乳牙或过度氟化的牙不能被有效的酸蚀，这些牙需要特殊处理以保证成功的瓷贴面修复。

3. *口腔习惯*　患者如果有磨牙或咬硬物的习惯，则并不是瓷贴面的理想适应证。因为这类口腔习惯所产生的剪切力容易导致贴面损坏。

瓷贴面系统本身的内在强度和长期的稳定性使得它的非适应证较少，这也为其在病例选择、术前准备、制作、就位等方面提供了自由选择的空间。

第三节　瓷贴面的牙体制备

关于瓷贴面的牙体制备有多种不同的观点。一些临床工作者主张不磨或少磨牙齿，而另一部分人则提倡对牙体唇面及邻面接触区进行充分深度的制备。但尚无科学数据支持上述观点，各种制备方法均存在一定的优点与不足。从临床每一个特定的病例来看，如何制备牙体应取决于个体自身的差异。笔者提出的思想是从生物学角度出发，制作的修复体应尽量降低医源性疾病的潜在危险性。如果能不制备牙体即可放置贴面并维持良好的美观性，也不继发牙周病变，显然是最理想的方案，但如果做不到这一点，一定程度的牙体制备就是必要的。

一、牙体制备的生物学原则及要求

瓷贴面的牙体制备并没有惟一或完美方案，是否磨除釉质应遵循以下生物和技术因素。

(一)牙体制备的生物学原则

1. *美观*　不进行牙体制备时贴面就位后会出现牙体变大、唇侧突出等问题，但向舌侧倾斜的牙齿可不制备牙体，因为这类牙齿贴面修复后可纠正相对位置，获得满意的外观。

2. *牙齿相对位置*　如果一颗牙或多颗牙超出牙弓其他牙齿的外形线，则必然影响牙体制备量。

3. *重度变色牙*　这种复杂的病例往往需要特殊的制备和修饰措施以遮盖住底色。

4. *边缘放置*　瓷贴面边缘放置的部位应根据龈缘的位置考虑。

5. *年龄*　瓷贴面的牙体制备应考虑患者的年龄及牙髓接近表面的程度。

6. *心理因素*　医师应该了解患者对美观的大体要求，并确定牙体制备的细节，因为这些将影响预期的美观效果。

7. *潜在的牙周改变*　了解患者的牙周病史及组织对牙菌斑的敏感性。

8. *牙菌斑清除*　评价患者清除瓷/牙体界面牙菌斑的能力。

要使瓷贴面具备美观性和生物相容性，就必须对牙体表面进行必要的调节。釉质磨除的部分可由同样厚度的瓷层恢复，最终牙体修复后将获得与原牙同样大小或仅轻微增大的外形。

如果牙体制备完成线为羽状边缘，技工很难制作与之准确密合的贴面，另外，瓷层厚度小于0.3mm时，同样不易操作。所以，基于技工操作的需要，釉质去除量至少应在0.3～0.6mm之间。

牙体制备要考虑5个方面，即唇侧去除量、邻间区扩展、龈沟扩展、切端或殆面调改、舌侧去除量。

(二)牙体制备的要求

1. 为瓷材料提供足够的空间。

2. 去除切端或邻间区的突起，提供就位道。最佳就位道确定的原则是需要最少的釉质去除量，同时应根据患者的美观要求进行调整。

3. 为必要部位提供复合树脂粘结剂空间以达到充分遮色效果。

4. 为贴面的正确安放提供明确的就位标志。

5. 提供利于酸蚀和贴面粘结的新鲜釉质表面。

6. 利于严重变色牙的边缘在龈沟内的放置。

二、牙体制备

(一)唇面制备

唇面制备应该提供美学修复体的放置空间，瓷贴面恢复的量即是制备过程中釉质磨除的量，然而在某些特定情况，如扭转牙或唇侧转位牙，则首先应磨除牙体唇侧突出部分使其与牙弓中其他牙齿保持一致。

尽可能使贴面各个部分的制备限制在釉质范

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

围内，尤其是边缘部分必须位于釉质内以确保获得良好的封闭。

在某些情况下为使牙齿达到整齐的排列，牙体制备会不同程度地导致牙本质暴露，如果暴露区域局限且制备边缘仍保持在釉质内，则并无不良后果。如果暴露区域较大，由于牙本质提供的粘结强度和封闭效果均不如釉质，因此也应确保至少50%以上的制备区在釉质内。

新鲜牙本质暴露的另一个潜在问题是酸蚀剂和粘结材料有引起牙髓充血甚至坏死的危险。

1. 深度引导　牙体制备时没有引导的随意磨除，其去除量是很不准确的，深度引导钻（depth preparation bur）（图 5-1）和剖面硅橡胶指示（sectioned silicone index）（图 5-2）是两种理想的牙体制备指示工具。Brunton 的研究显示通过以上两种工具的应用，医师区分制备深度的能力可达0.1mm。深度切割引导钻可以在牙体的唇面形成水平条纹或切割沟槽，车针径的空白区域不具有切割作用，用来限制制备的深度。

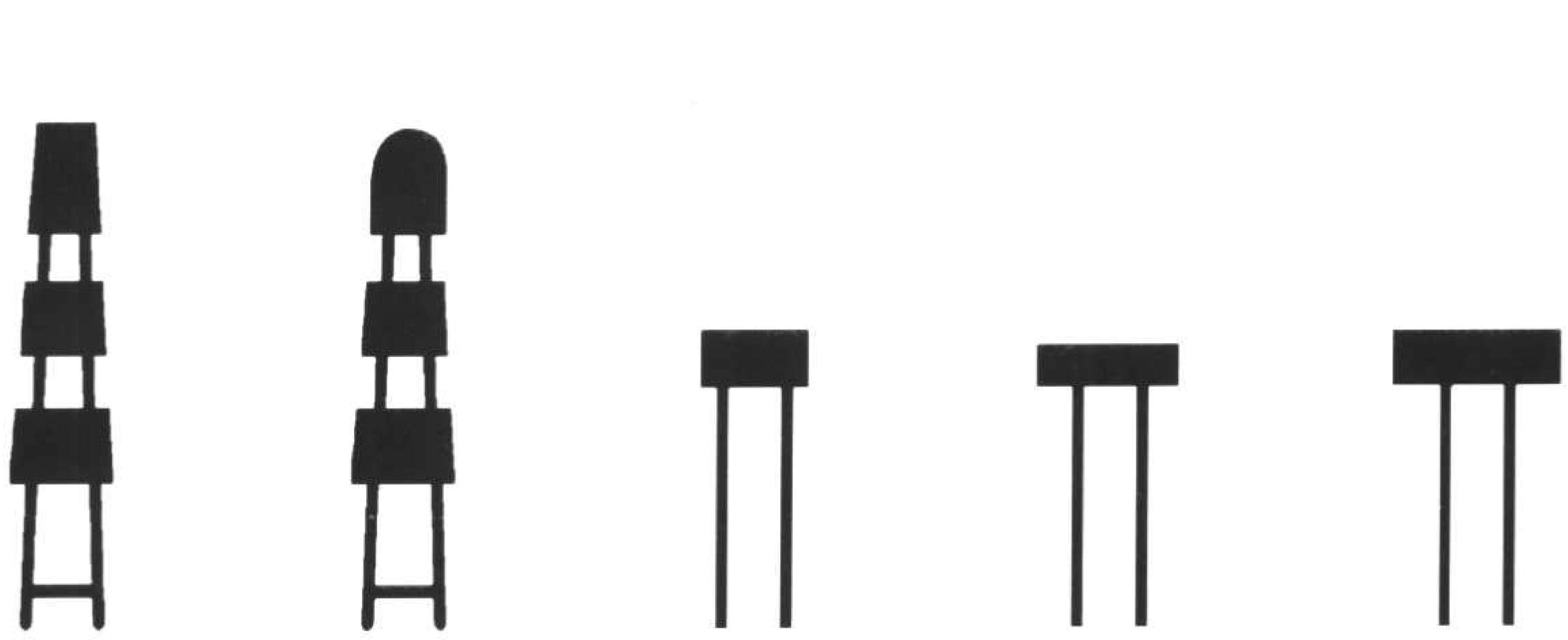


图 5-1　不同规格的深度引导钻

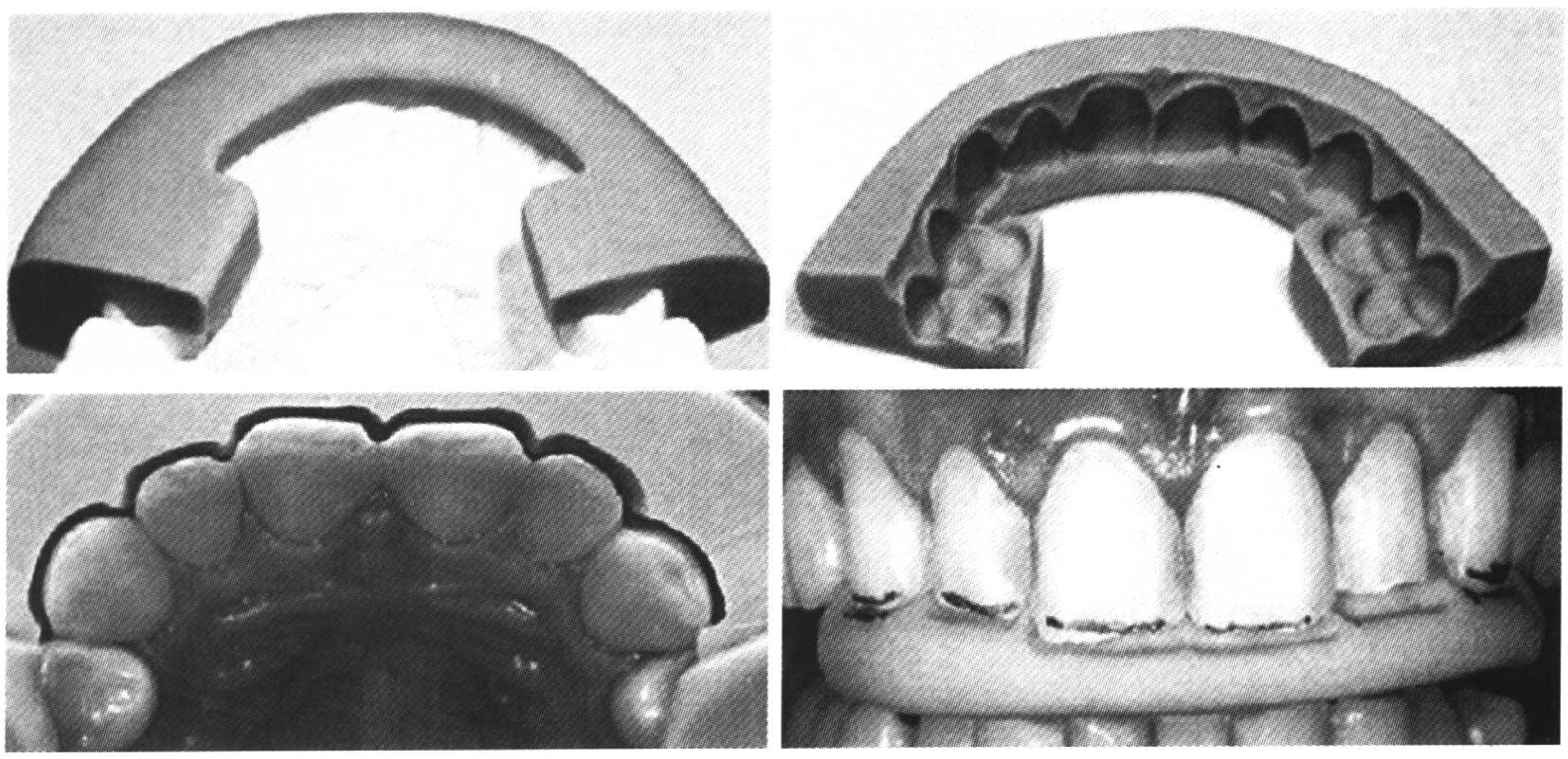


图 5-2　用硅橡胶指示牙体制备量

金刚砂深度切割引导钻有多种尺寸，均可用于牙体制备。多数情况下使用制备量为 0.5mm 的钻。对于下切牙等较小的牙齿，由于釉质厚度较薄，可使用制备量为 0.3mm 者。

确定牙体的制备量，选择合适的金刚砂深度切割引导钻沿近中至远中方向切割牙体唇侧面，可见形成一定深度的水平沟槽（图 5-3），其间为突起的釉质带。去除剩余的牙釉质至引导沟底部即可获得恰当的制备量（某些观点主张余留一定量的釉质带作为贴面放置的定位标志）。

球钻也可用于评估釉质的去除量，但较为复杂。将球钻按一个小的角度夹持，以便通过金属杆的基底限制钻进入釉质形成凹痕的深度（图 5-4）。由于这些凹痕在釉质表面是随意制备的，

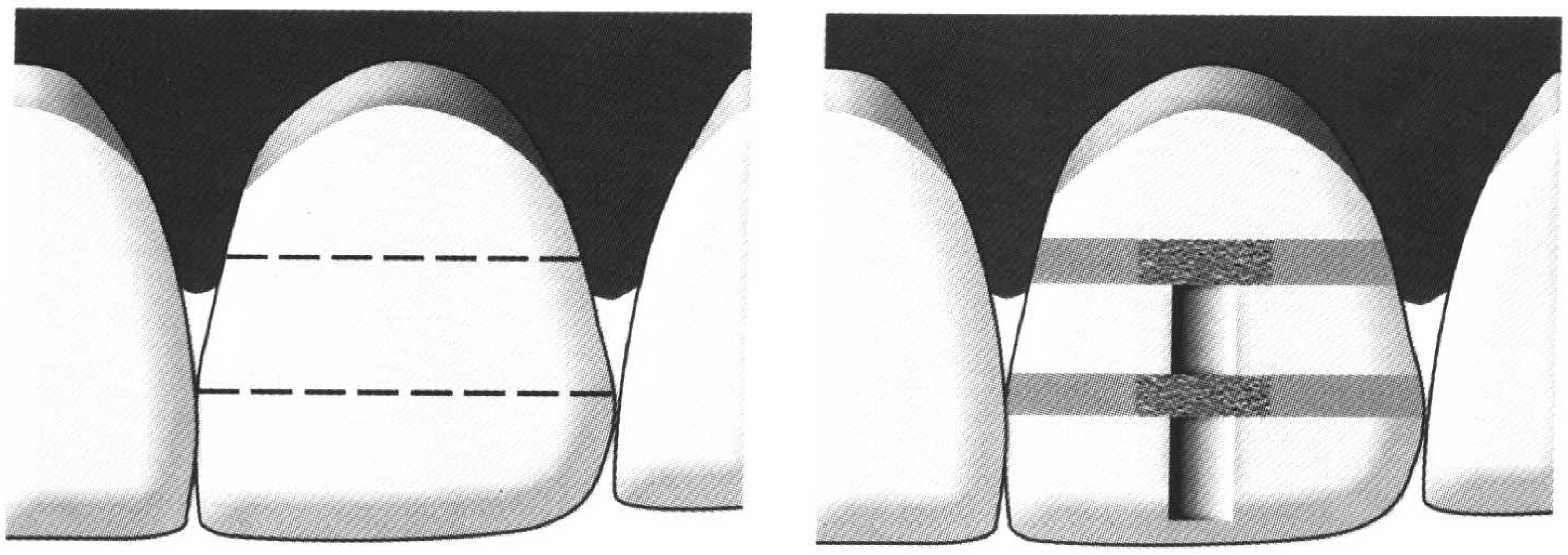


图 5-3 深度引导钻制备

因此必须保证随后制备凹痕的角度和深度要与前者保持均匀和对等，此外，也要再沿龈缘的弧度磨出同样深度的沟槽。此方法的问题是釉质的制备深度随钻的角度发生变化，操作耗时。

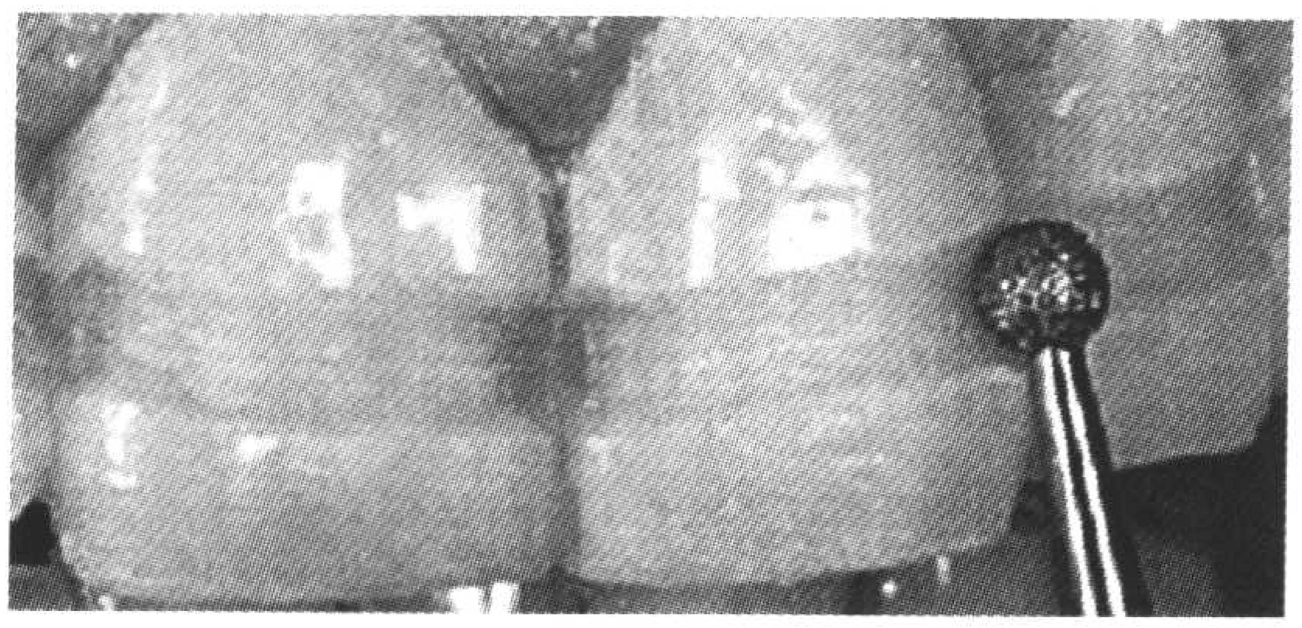


图 5-4 用球钻制备引导沟

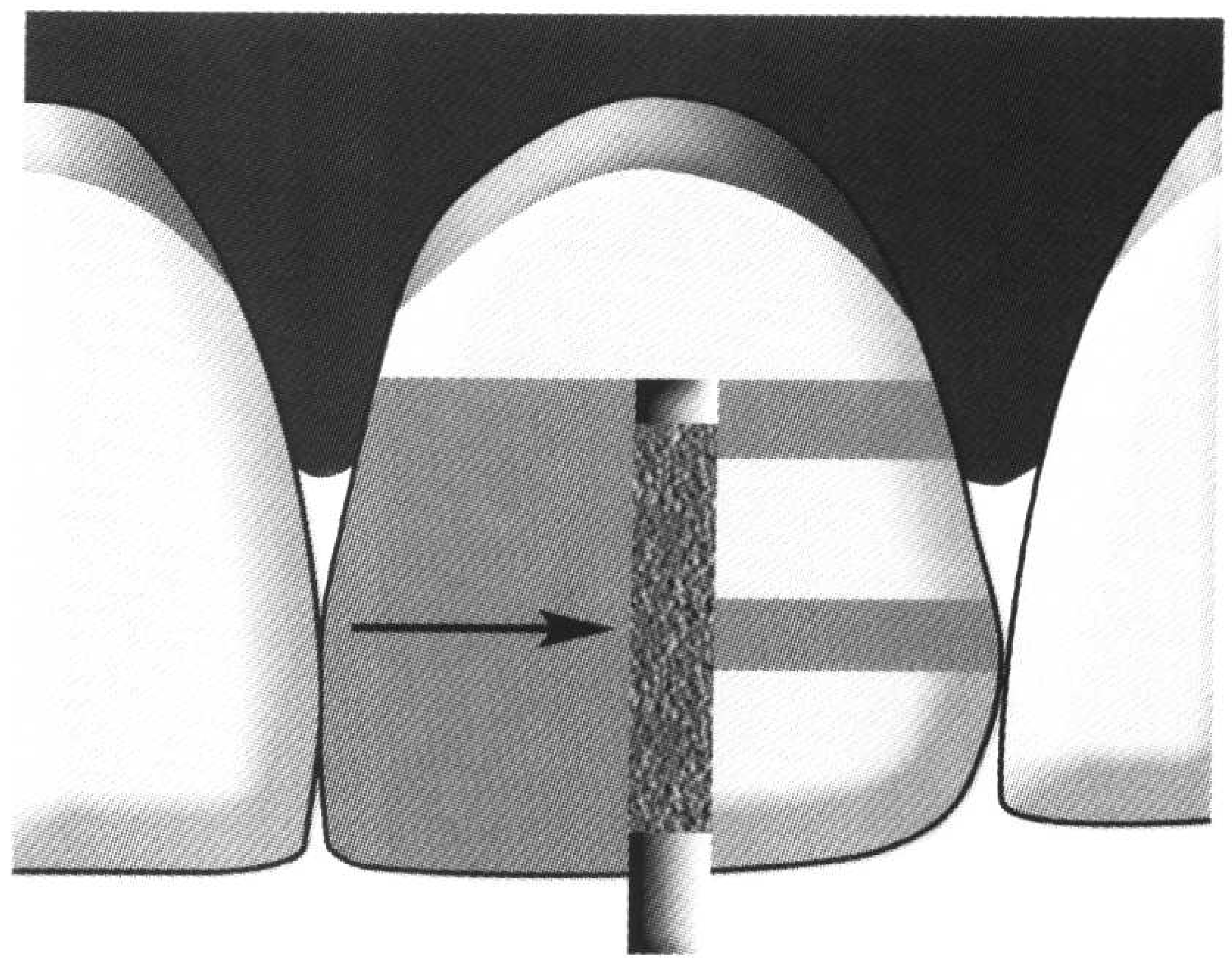


图 5-5 根据引导沟制备唇面

2. 剩余釉质的制备 在形成切割的沟槽或条纹后，剩余的釉质必须根据这一最初深度制备(图 5-5)。唇侧面的制备包括 2 个方面：

(1)为了增加固位力以及使牙体反射光线穿过贴面发生更好的折射作用，大部分制备应以粗粒的金刚砂石完成。

(2)边缘区域的制备应使用细粒金刚砂石，以形成明确、光滑的完成线，提高周边区域的封闭。

边缘制备操作时钻先沿近中至远中的方向穿过牙体唇面，随后按牙龈的弧度从邻间乳头中央的顶端向下至自由龈顶点，再重新向上至远中邻间乳头的尖端。大多数病例的完成线应位于龈缘处。

确定就位道的方向，如果贴面从切缘向颈方戴入时，去除牙体组织的倒凹是必要的；如果贴面不覆盖切缘采用由唇向就位时，则不必去除所有牙体的突起。

(二)邻间区扩展

瓷贴面的边缘通常应隐藏于楔状隙内，使制备边缘在斜视或直视的情况下，均看不见。根据牙齿的个体形状，通常将贴面边缘延伸至邻面接触区的一半。贴面延伸超过近唇线角和远唇线角也确保了树脂以正确的角度粘结于唇面形成包围效果，从而提高粘结强度。如果需要用贴面关闭间隙或恢复邻接关系，则可制备邻面接触区(图 5-6)。

邻间区域的额外制备可以为瓷层在此区域提供一个增加的空间，从而使贴面整个周边区域的强度增加(例如邻间区域、切缘、颈部)。与此同时，牙体的邻间区域可利用的釉质组织也往往较厚，可以允许适度增加制备量。

邻间区扩展的第二方面取决于所应用瓷贴面的加工技术。在烤瓷贴面的制作工艺中，与耐火代型技术不同，如果使用铂金箔技术则贴面需要

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

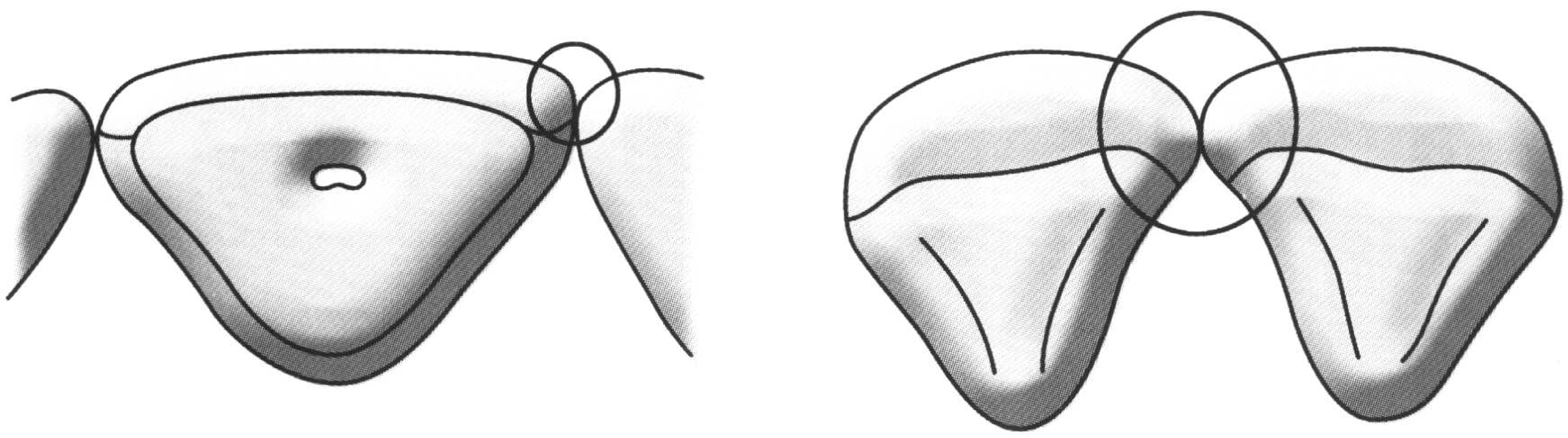


图 5-6　两种贴面邻间区扩展方式殆面观

分别在每个各别代型上操作，此方法要求在取印模前首先使用细的单面金刚砂打磨带（粒径 20～60μm）对邻牙接触区修整。应选用 S 形打磨带以便打磨面对接触区塑形而不会导致牙体其他部分的损伤，这样便可以在保留接触区（唇舌径减小）的前提下在模型表面形成清晰的界限，使得代型分离更容易和完整。修整的程度以接触区牙线通过时保持一定的阻力为准，这样才能维持牙弓的完整性和稳定性不受破坏。

（三）牙本质暴露

当制备唇侧倾斜的牙齿时，要使之与牙弓其他牙保持一致，制备过程中就可能出现牙本质暴露的情况。旋转牙及已有牙龈退缩牙制备的顶点伸展超过釉牙骨质界时也存在类似的问题。

如果牙本质暴露区域周围被釉质包围，则可以提供足够的边缘封闭，此时用牙本质粘结剂处理即可。例如传统的牙本质粘结剂如 Bis-GMA 磷酸酯类，或新型粘结系统如草酸铝或戊二酰胺类等。

如果牙本质暴露出现于周边区域（如颈部），由于牙本质粘结剂仅提供粘结作用而并无封闭效果，所以需要增加制备深度，然后以玻璃离子垫底（玻璃离子基底能与牙本质粘结将其封闭）。颈部楔缺是一类有效利用玻璃离子的典型病例。玻璃离子不仅可以封闭缺损区域的牙本质，还可持续释放氟离子达到防龋效果。

（四）龈沟扩展和边缘放置

牙体制备应将末端扩展至龈缘处，不主张像烤瓷熔附金属全冠或桥那样将修复体的边缘完全置于龈下。贴面的瓷层和内侧的树脂可以与余留的牙体组织协调地融合而不会暴露粘结带或色差大的边缘，因此贴面边缘进入龈沟内无需超过 0.05～0.1mm（图 5-7），当临床对贴面的颜色过渡要求不是很高时，甚至可以将边缘置于龈上。

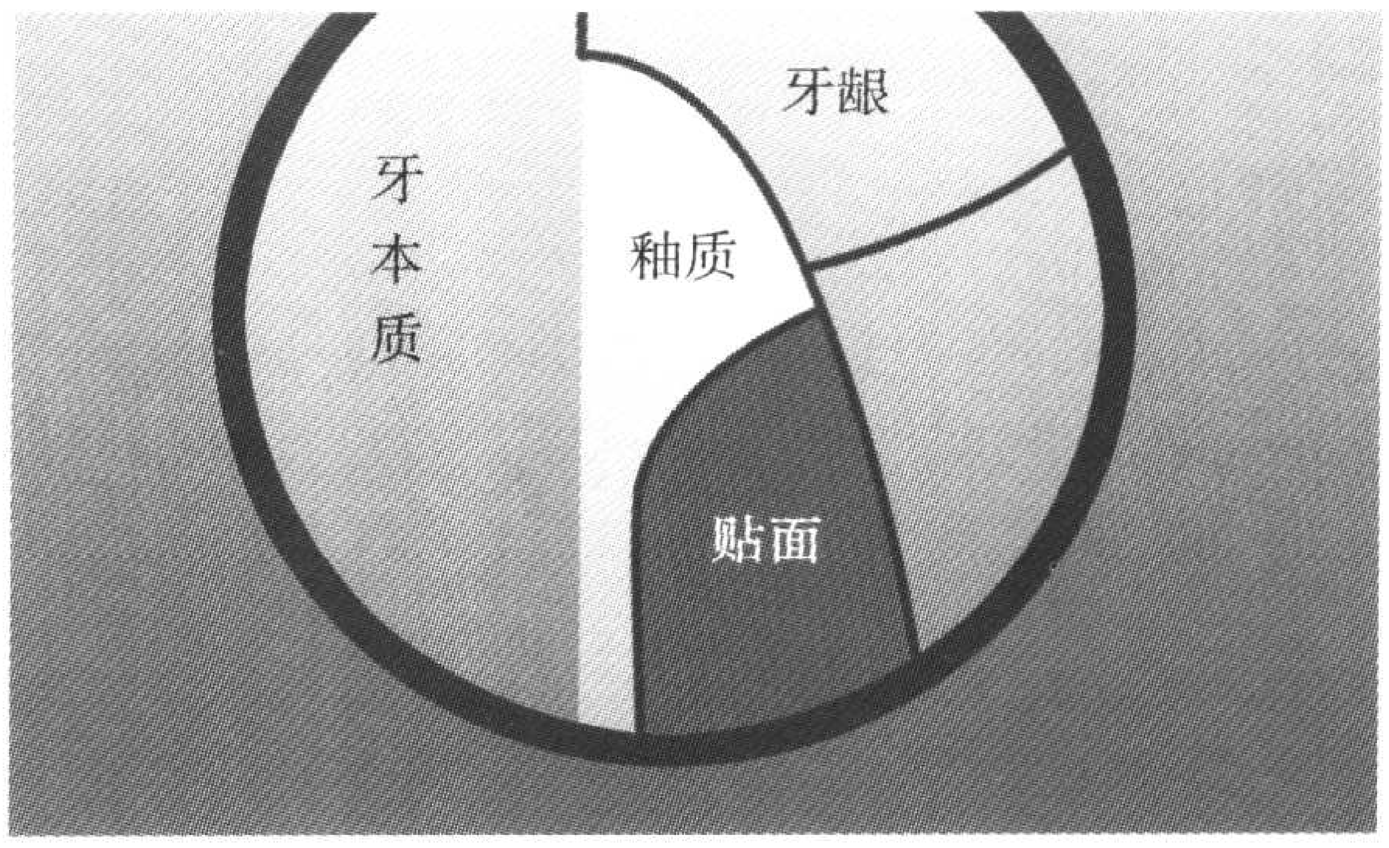


图 5-7　贴面龈缘的恰当位置

牙体初步制备到达龈缘时应放置收缩线，随后再进行精修并向龈沟扩展。其目的是提供钻的入口，减少牙龈损伤，操作中可直视边缘。

由于组织的移位，在牙龈收敛作用消除之前精修后的贴面边缘可能看上去像是位于龈上，应根据实际情况鉴定。龈沟内的制备与生物学宽度保持了相当的距离，因而不会对其造成破坏或导致不利的牙龈反应。

制备边缘的位置必须考虑到组织的移位，使这一位置在瓷贴面和粘结界面的修整抛光时能够再次暴露于医师视野中。

瓷贴面龈沟的扩展远比任何冠、桥的制备都要保守，由于龈下牙冠的外形被维持原样，所以以上的龈沟扩展方式对导致牙龈反应只有最小的潜在危险。釉牙骨质界的釉质很薄而不能被酸蚀或用于封闭贴面，保守的龈沟制备也有助于确保完成线远离此处。

1. 四环素牙　四环素牙是一类需要增加贴面在龈下扩展深度的特殊病例，这样做法的目的是隐藏易于透过龈边缘组织的严重变色牙体。如果制备穿透釉质到达牙本质，仍应保证贴面周边有足够的釉质组织获得封闭。

四环素牙修复的难点是，由于颈部区域没有足够的釉质遮盖变色牙本质或无法保证足够的制备，此区域的颜色往往是最深的。如果进一步去除牙釉质又将使底层着色的牙本质暴露出来，使得变色更加严重。

2. 完成线的外形　关于瓷贴面龈缘完成线的外形仍存有许多争议，圆凹形肩台、羽状边缘等任何一种类型在临床上都有应用。

单从牙周角度来看，贴面与余留牙釉质之间形成连续一致的形状被认为是最理想的。例如，贴面和釉质的交界处不形成悬突，外形轮廓应保持连续性，以防止微生物的聚集。因此，完成线应有明确的制备，以确保贴面在此处具有足够的厚度和强度，同时又不会过度延伸外形至敏感区域。瓷材料的性能和贴面制作的工艺要求颈部至少制备 0.25mm 以上。

尽管羽状或刃状边缘完成线是最保守的制备，但二者都有操作性较差的缺点，这是因为：

(1)难以加工瓷层至准确的厚度，边缘适合性或封闭性较差。

(2)不可避免的增加龈下修复体的厚度，从而存在潜在的导致牙龈、牙周疾患的危险。

(3)难以准确的界定制备线的末端。

通过双粒金刚砂钻或类似形状的钻可以制备出理想的完成线-改良斜面。釉牙骨质界区域的釉质厚度迅速降低，改良斜面需在接近此处制备出约 0.25mm 的深度。颈部区域斜面的制备有助于去除牙体表层的抗酸釉质，并暴露内部容易酸蚀的部分，从而使修复体获得更好的封闭。

改良斜面完成线具有以下优点：

(1)增加了边缘部分瓷的体积，从而在无需扩大外形的条件下增加修复体的强度。

(2)改良斜面制备与釉柱方向一致，增加了颈部边缘的粘结强度。

(3)形成准确界定的完成线，同时不会引起瓷烧结收缩的增加，提高了准确性。

(4)极大地方便了医师在戴入贴面时获得正确的龈缘完成线。

(5)明确的停止标志，有助于贴面正确就位。

(6)应用双粒型金刚砂钻时，其尖端细粒金刚砂粒使得修复体获得良好的适合性和合理的边缘封闭。

(五)切端的制备(图 5-8)

切缘的处理是瓷贴面基牙制备争论的焦点，目前存在四种基本类型：开窗型(window)、羽状型(feather)、斜面型(bevel)、切端覆盖型(incisal overlap)，其中前两者不制备切缘。

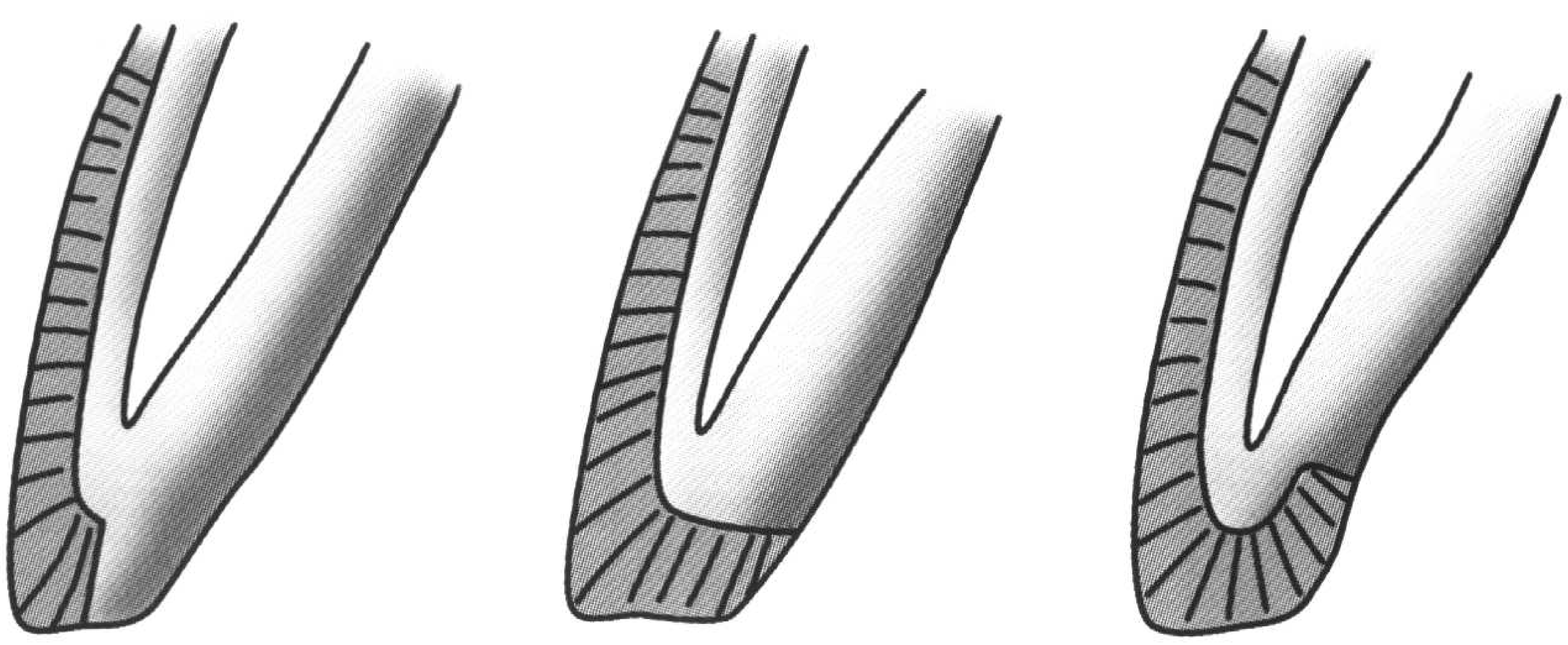


图 5-8　切端制备常见形态

A. 直切形；B. 平弯形切端；C. 钩形切端

覆盖切缘的瓷贴面在戴入过程中有一个明确的停顿位置，可以帮助医师评价修复体是否获得了正确的就位。切缘覆盖甚至可以纯粹用来作为定位装置，一旦贴面粘固后即可去除，这种类型的

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

切缘扩展并不需要真正的切缘制备，可以直接在修复完成后磨除切端的重叠部分。

Hui 等人证明，切端覆盖型瓷贴面应力大部分由瓷承受，而未制备或开窗型的应力可以得到牙体分散，因此能承担更大载荷。Hahn 在“不制备”、“切端磨除”和“仅制备唇面”的基牙上制作瓷贴面，发现抗折裂强度分别达到(653±201)N、(466±99)N 和(693±187)N。Castelnuovo 比较了“无切缘制备”、“切缘磨除 2mm 但不形成腭侧斜面”、“切缘磨除 1mm 并形成 1mm 的腭侧斜面”、“切缘磨除 4mm 并形成 1mm 的腭侧斜面”几种制备方法后，认为前 2 种的抗折裂强度最高。可见，切缘的制备不仅需磨除大量牙体组织，也并不能增加强度。另外，切端覆盖型瓷贴面的微渗漏也较不制备切缘者明显，因此，除非是已存在牙体切缘缺损、需要修整牙体形态或调整就位道等特殊情况，否则应尽量避免制备切缘。

如果希望通过修复增加牙体高度，则必须进行实质性的切端制备。制备时磨平切缘以增加釉质的宽度和扩大粘结面积。唇面和舌面形成的尖锐线角须打磨圆钝，这可以再次增加釉质面积并防止应力集中和瓷内部裂纹的扩展。

如果希望恢复原有的牙体高度，则切端制备量应至少为 1mm。需要增加牙体高度时，可仅对牙体切缘简单调磨，无需进行纵向制备。

如果贴面设计为切缘覆盖型，在制备的周边区域、邻间区域、切缘处增加牙体的水平制备量仍是有益的，这可以为技师堆瓷提供额外的空间，增加贴面周边的厚度，提高修复体的强度。

下颌的运动会在瓷贴面和牙体的交界处形成剪切力，导致瓷断裂概率的增加、粘结力下降，以及关键区域树脂粘结剂的进行性暴露等问题。因此切勿将贴面的切端置于功能区域。

(六)舌侧制备

任何切端的制备形式都需要同时对牙体舌侧的釉质进行调磨，在切/舌交界处形成圆钝的斜面，以使瓷贴面在切缘行使功能的过程中免受剪切力作用。舌侧完成线或边缘的制备，可使用圆头锥形金刚砂钻进行，利用钻的末端形成 0.5mm 深度的无角肩台。切端舌侧完成线的位置约在切端向下舌面 1/4 的位置，距正中接触区约 1.0mm，且与两侧邻面完成线相连。

舌面釉质的调磨不仅增加舌侧功能区域瓷层厚度，而且确保切缘部位釉柱以正确的角度与贴面粘结，增加强度。

牙体唇侧存在的过量凸起可能很难使贴面覆盖切缘或维持切向就位道，然而去除牙体唇侧突出的组织尽管方便了就位，但却会暴露大量的牙本质。这种情况下应在制备时尽量将切端打磨圆钝，并设计为旋转就位的方式，必须避免强行采用唇向就位而在舌切线角处形成抵触的瓷对接点，否则贴面将受到下颌运动剪切力的作用，减少行使功能的寿命。

三、牙体制备的评价

(一)牙体制备的评价标准

在制取印模前，医师应再次按以下标准评价釉质的制备：

1. 均匀充分的整体制备。
2. 明确光滑的完成线——必要时制备改良式斜面。
3. 无倒凹的简单就位道。
4. 圆钝的线角。
5. 接触区的调改。

(二)牙体制备由临床需要决定，必须根据以下原则

1. 牙齿在牙弓中的相对位置。错位牙和扭转牙需要制备，以使其纳入牙弓范围内。
2. 贴面改善基牙的颜色。着色严重的牙齿为了更好的遮色通常需要增大制备量。
3. 过度构筑的外形可以引起微生物的聚集，导致牙龈疾患，如果贴面止于龈上，则有较好的自洁作用。
4. 部分覆盖贴面关闭牙间隙时，仅需少量制备或不制备。
5. 患者的年龄、牙髓的相对位置和对牙体制备的心理状态。

医师还应该评价患者的个人期望值，如果患者对磨牙存在较多疑虑，最好不要进行制备，保留重新选择的机会，如果患者在修复后不满意，必要时可以磨除瓷贴面，重新抛光釉质恢复患者牙齿的原貌。

第四节 印模及暂时修复

瓷贴面的制作采用间接法完成，因此需要制取模型，模型必须能够准确复制口内的情况。

制取印模的材料可以从用于冠、桥的常规材料中挑选。目前常用的印模材料主要有水胶体印模材（琼脂、藻酸盐等）和合成橡胶印模材（硅橡胶、聚醚橡胶、聚硫橡胶等），临床选择要综合考虑精度、黏滞度、强度、操作难易、稳定性、成本等因素。印模材的亲水性好，不仅取模时可以精确的复制牙体和组织的细微特征，而且在灌模时可使石膏充分铺附，形成良好的边缘形态，产生孔隙的概率较小。印模材的黏滞度越低则流动性越好，复制细节的能力也同样增强，但拉伸强度随之降低，易发生变形或损坏。藻酸盐印模材价格便宜，亲水性好，但复制精度相对较低，不能完全确保贴面的精度；尽管琼脂印模材可以应用于冠、桥的制作，但由于强度较差，并且贴面基牙制备后存在某些薄弱部位（如牙齿接触区之下或之间、未制备的倒凹区等，这些倒凹区在传统的冠制备时是需要去除的），所以用其制取印模时容易撕裂；硅橡胶精度和机械强度均较好，凝固后尺寸稳定，可长时间放置而不发生体积变化，并能多次灌模，但不具亲水性，应用时需施用表面活性剂；聚醚和聚硫橡胶的性能接近硅橡胶，但其结构中包含 C=O、C-O-C（聚醚橡胶）或-S-S-、-S-H（聚硫橡胶）基团而亲水性更强。印模材的细节复制能力按可逆水胶体→硅橡胶→聚醚橡胶和乙烯基聚硅氧烷（vinyl polysiloxane）的顺序依次增强。

在决定具体选用何种印模材之前，必须首先确定瓷贴面采用何种技工室的贴面加工技术。

以烤瓷贴面为例，铂金箔技术利用传统硬石膏灌制主模型，代型石膏可以很容易灌入印模材料中，准确地复制牙体制备的情况，应该注意采用此技术时主模型将被分割为可摘代型，所以牙体的接触点应事先用超细金刚砂带修整（仍保持牙线轻微受阻），以明确每颗牙的轮廓。

耐火包埋技术应用的代型材料是磷酸盐耐火包埋材，该技术禁止使用琼脂印模材翻制耐火模型（琼脂材料在包埋材凝固产生的热量下会出现变形），应首选合成橡胶类印模材，如乙烯基聚硅氧烷等。另外，用正畸蜡填充舌侧邻间区倒凹必须谨慎，如果使用金箔技术则禁止以蜡充填，否则技工将无法分割模型。使用耐火包埋技术制作贴面时，甚至可以去除托盘的舌侧翼而仅制取唇侧印模。

多数情况下，印模是被送至技工室由技师灌注模型的，琼脂印模必须立即灌注，且不能重复灌模。合成橡胶材料则更有优势，它可以在运输过程中保持尺寸的稳定，并可以多次灌模。

瓷贴面修复制取印模可以选择全弓（full-arch）或双弓（dual-arch）托盘（图 5-9、图 5-10）。研究认为，后者制取印模的准确性较前者更高，可以一次取得上下颌印模并同时记录咬殆关系，简化了操作，因此值得推荐，但操作时必须配合使用刚性高的印模材以防止印模发生变形。托盘的制作材料可以为塑料或金属，两者略有差别。

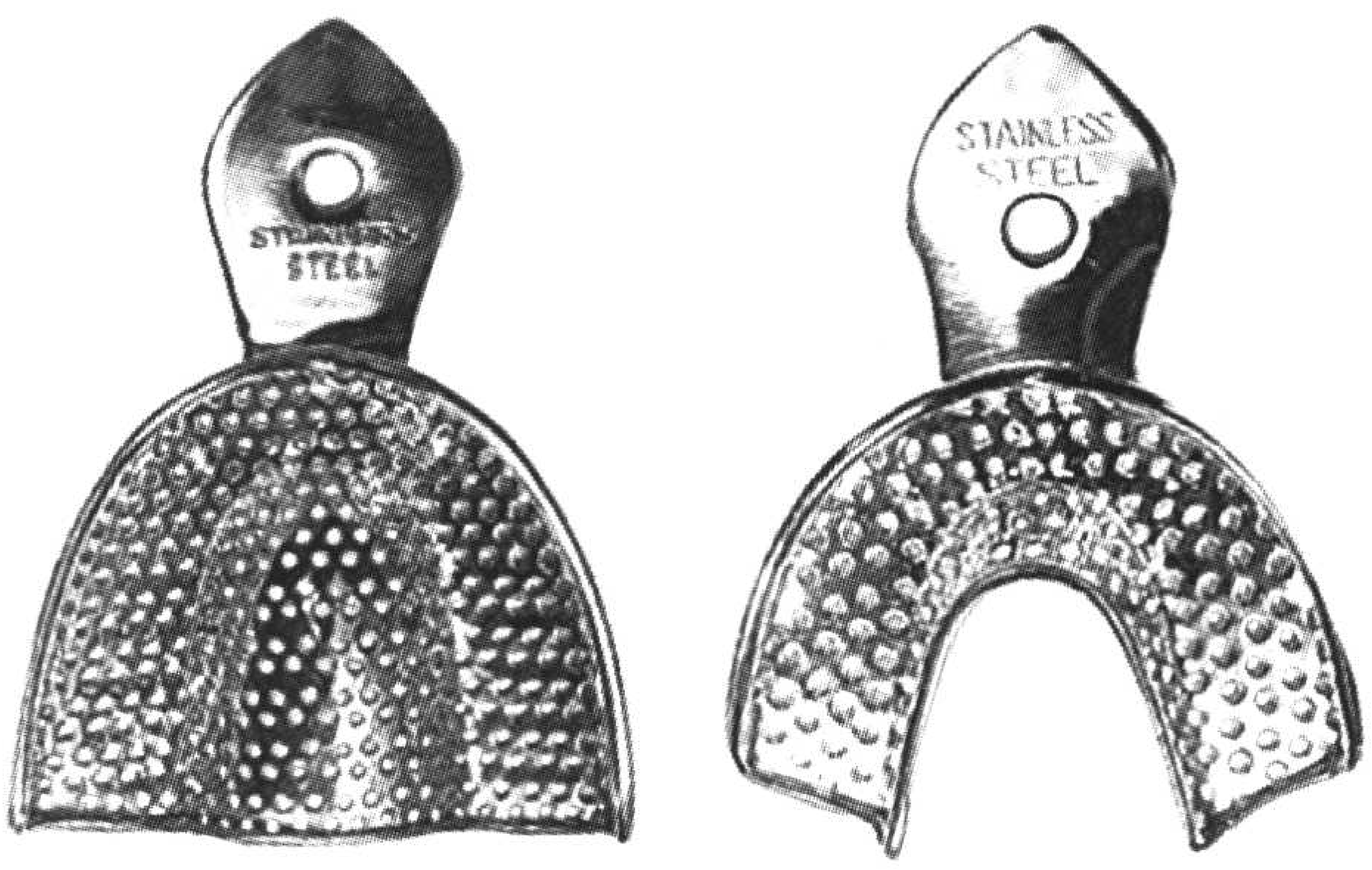


图 5-9 全弓托盘



图 5-10 双弓托盘

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

Ceyhan 就托盘、印模材及灌注顺序对模型精度的影响进行研究后得出以下结论：

1. 灌注顺序对模型精度不产生影响。

2. 双弓托盘灌制模型三个方向（𬌗龈、颊舌、近远中）的尺度均小于真实值。

3. 刚性高的印模材灌制模型的颊舌向尺寸稍大于真实值。

4. 使用单相（monophase）印模材时，塑料双弓托盘制取的印模灌制模型的近远中尺寸小于金属托盘。

5. 刚性高的印模材灌制模型的𬌗龈向尺寸大于单相印模材。

6. 以上差异在实际中多数可通过模型涂布 2 次间隙材料补偿。

一、印模技术

（一）组织处理

完成线制备至龈缘处暂时停止，描画出贴面的周边区域。此时，即可进行排龈操作以便暴露龈沟内的情况。

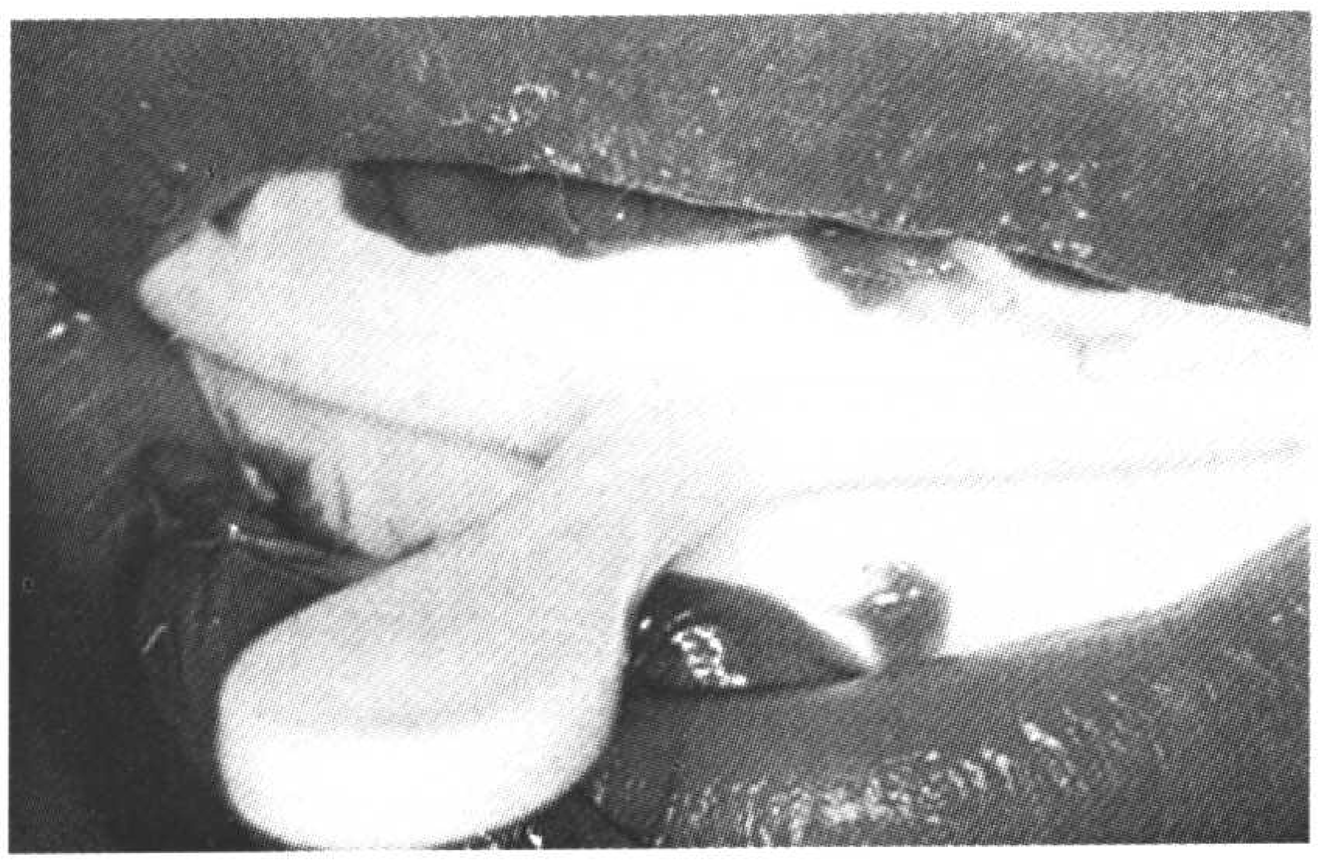
用充满排龈剂（如硫酸铝）的细棉线填压至龈沟内，侧向推开牙龈组织并进入龈沟的入口，使医师在直视下制备出最终完成线。收缩线填入龈沟时动作应轻柔，禁止用力超过 5g，以防止破坏结合上皮的完整性。填压时棉线按照从近中邻面向中央处延伸，环绕唇面并至远中邻面区的方向进行。填压后棉线需在固定位置保持 5min，棉线还需保持湿润以避免撕裂脆弱的结合上皮引发出血。

（二）制取印模

硅橡胶印模材料有两种稠度可供选用：轻体（light）和重体（heavy）。

托盘材料配合使用重体硅橡胶印模材，轻体印模材应使用专用注射器注入龈沟内。琼脂印模材使用时可简单地涂抹于制备的牙体，这有利于重体印模材将其挤进龈沟及邻间隙中复制出周边区域。

制取印模时应由唇向倾斜插入托盘以确保准确记录所有的唇和龈关系（图 5-11）。



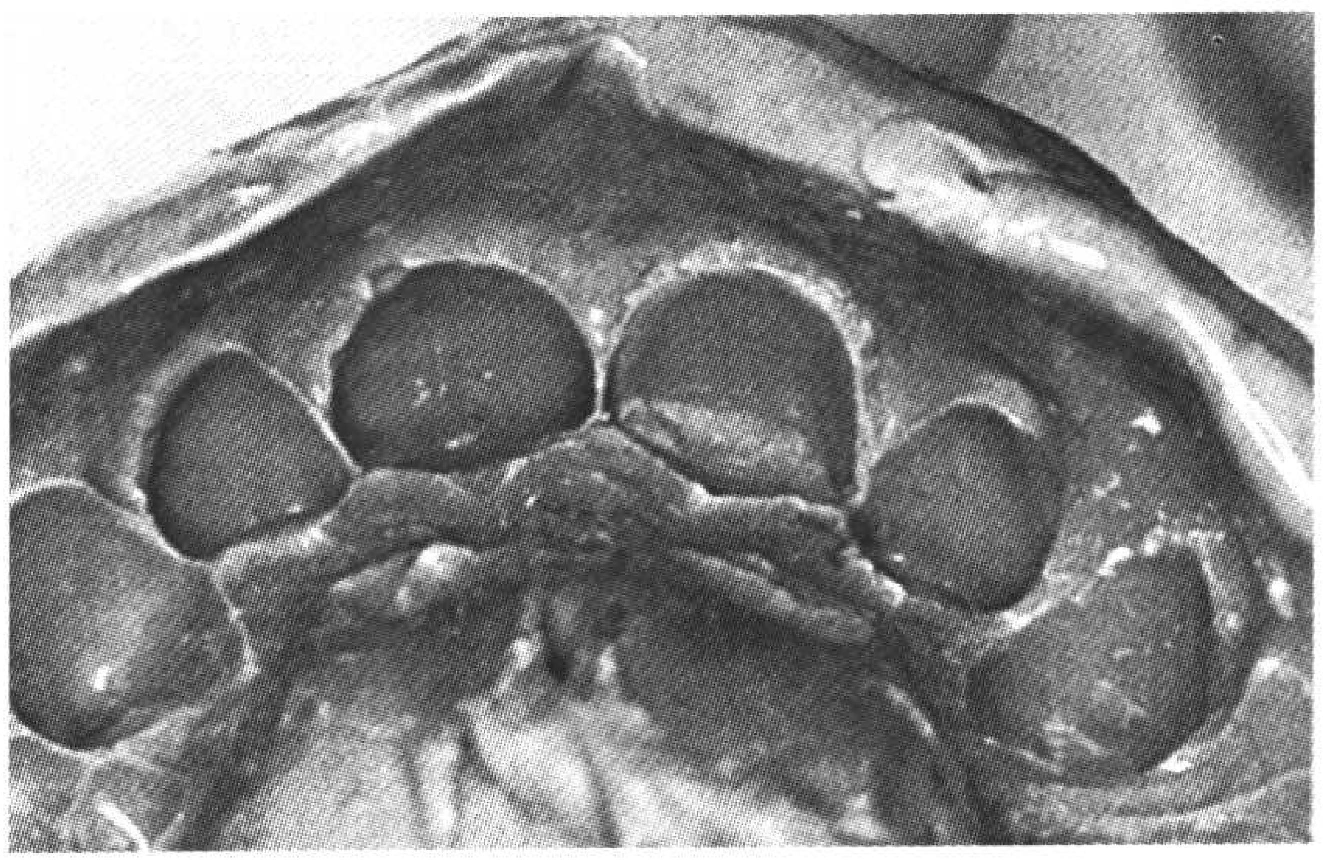


图 5-11　印模的制取

二、暂时修复

多数情况下，贴面牙体制备量仅占釉质的一半，牙本质小管并未暴露，患者不会出现或极少出现敏感，对美观的影响也较小，因此通常无需暂时修复。由于暂时贴面材料容易导致引发牙龈炎症，所以并不提倡使用。

在特殊的病例中，当牙体制备量过大时，暂时修复则是必要的。例如，存在牙本质暴露区域，出现敏感症状；牙体制备导致接触区开放使得在最终贴面戴入前的过渡期可能出现牙体位移；切缘制备的牙齿需通过暂时贴面防止萌出；患者不能接受牙体制备对美观造成的影响等。

暂时贴面修复有四种基本技术：

（一）直接复合树脂贴面技术

这一技术是指将复合树脂修复材料直接固位在未酸蚀的基牙表面，在复合树脂未聚合前塑形，光照固化，随后用高速涡轮机和复合树脂抛光钻以邻牙或对颌牙为参照将其修整成合适的形状。

暂时贴面修复通常不需酸蚀牙体或使用任何形式的粘结剂，但在特定条件下可能需要酸蚀唇面中央的小块区域，并应用粘结剂来提高固位力，

此时应注意必须确保制备牙体的周边区域不被酸蚀。

暂时贴面可用去冠器去除或高速涡轮机及金刚砂石磨除。去除过程造成的少量釉质磨损并无大的影响，可以通过粘结时的复合树脂粘结剂来补偿。去除暂时贴面时覆盖于未酸蚀基牙周边区域的部分将随其他部分一同脱落，不会影响内侧的基牙组织。

直接树脂系统最适用于 1 个单位或 2 个单位贴面的暂时修复，如果为 4 个单位以上可能会占用大量的椅旁时间。

（二）使用中空成形型片（vacuform matrix）的直接光固化树脂贴面技术

在牙体制备前取得患者口腔的模型，将模型修改或塑形获得更美观的牙体形态，送至技工室制作中空成形片。

从模型上分离型片加以修整，将龈缘部分修整为扇贝状并截短延伸至软组织的区域，使成形片能够很好的通过牙体邻间区域。

在成形片的唇面充填光固化复合树脂，将整个成形片放置于患者制备牙体上。树脂固化前调整到正确的形状，以防止树脂接触软组织或进入邻间区。选用合适的光固化仪照射固化，随后取掉型片，树脂即可被保留于基牙表面。用磨光钻或抛光片修整暂时贴面。

（三）使用中空成形型片的自凝塑料贴面技术

将自凝甲基丙烯酸甲酯混合至丝状期，注入中空成形型片的唇面，待其进一步聚合到达面团期。

树脂到达面团期后，将型片在进行过润滑处理的基牙上就位，随后轻轻地将丙烯酸树脂贴面在型片中上下移动，使其固化后不会进入制备牙体的任何倒凹区。从牙体上去除暂时贴面并进行修整和抛光（操作时注意避免折断），完成后利用树脂粘结系统粘结，并在光照前仔细去除过量的粘结剂，也可不进行粘结将其作为可摘暂时修复体。

（四）间接复合树脂/丙烯酸树脂贴面技术

此类暂时贴面可在工作模型上制作。制作时将牙片和材料轻置于模型的基牙上固化，分离前修整并抛光。用复合树脂粘结就位。

通常情况下，以上任何一种暂时贴面技术均不需要酸蚀，在复诊时这些贴面能够很容易被剥除，而不会影响基牙随后的釉质酸蚀能力。如果暂时贴面需要附加粘结，则应使用凝胶型酸蚀剂在唇面中央酸蚀一小块区域，再以无填料树脂固定。

三、颜色的选择

比色时选择比患者所期望的颜色稍亮一些是非常明智的作法。复合树脂粘结剂具有精确颜色调整的能力，实际过程中，将现有的颜色向暗色调调整往往比向亮色调调整容易，所以在选择颜色时应使色相偏高，彩度值偏低。贴面的颜色选择与传统的冠、桥技术有一些不同，后者所选的任何比色方案都能被技师准确匹配，但在贴面的制作工序中，即使技师能够精确的配出某种颜色，一旦贴面在患者口内就位粘固，其最终的修复颜色就有可能发生明显的变化，这是由于瓷贴面的最终修复颜色不单纯依赖所选瓷粉的配色，它是以下几种因素合并作用的结果：如牙体的原始颜色，选择瓷粉的颜色及添加遮色瓷的量，复合树脂粘结剂的颜色和透明度，树脂颜色调节剂的应用和贴面修复的个性化染色等。

第五节　技工室技术

一、医技交流

可以想象，许多变化都会影响到烤瓷贴面的最终外貌及美观程度，技师需要充分利用各种有关信息。技工制作单是牙医与技工间交流的良好工具，如果使用正确，它可以提供所有的相关信息和评注。合格的技工制作单应该提供并附有：准确的印模、咬殆记录、对颌模型、颜色选择。照片也可有效地协助技师，直观的显示患者术前牙体的颜色、唇线、牙齿变色或着色的程度和定位，牙齿、牙龈和唇的相对位置，均有助于提供诊断的参考依据。

对于需要制作贴面的牙齿，其颜色及与邻牙之间颜色关系的准确评价对获得贴面最佳的美观

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

效果是十分重要的。用复合树脂粘结剂将修复体整体色调调暗比调亮相对容易，所以比色时颜色选择应较实际情况偏亮。

瓷贴面的优点就在于它是采用间接法制作，技师凭借娴熟的专业技能可以制作出一个更美观、准确的现实修复体，医师还可进一步对其进行椅旁颜色调整和外形修整，以求达到个性化和特征化的效果。

目前，瓷贴面的制作技术根据陶瓷种类不同而各异，包括如烤瓷贴面加工技术、热压铸瓷技术、粉浆涂塑技术等，本章仅对传统的烤瓷贴面技工室加工技术（包括耐火包埋技术和铂金箔技术两种工艺）进行详细介绍。

二、耐火包埋技术

（一）主模型的制作

用专用液处理印模以降低印模与石膏间的表面张力，并减少灌注产生气泡的概率，使用冠、桥标准硬石膏或超硬石膏灌注主模型。模型灌注后，先使石膏初步硬固 30min，随后将模型从印模中取出待其进一步干燥和完全硬化。

（二）代型间隙材料的应用

制作耐火模型前，必要时可在模型基牙唇面仔细涂布一层间隙材料（注意避免涂布到制备边缘处），这一操作可以为贴面粘固于牙体提供容纳树脂粘结剂的空间。

间隙材料的选择应该谨慎，因为贴面的后期处理（如应用陶瓷封闭剂、喷砂、酸蚀）亦可能会形成 15～20μm 的空隙，此时涂布间隙材料的作用只是为特殊病例（如严重变色牙）再提供 0.1mm 的额外间隙，医师通过此间隙利用树脂进行遮色操作。

由于树脂的机械性能远低于陶瓷，所以应尽量减少树脂层的厚度，否则将削弱修复体的最终强度。

（三）耐火模型的制作

耐火材料应与贴面烤瓷材料的热膨胀系数相一致，如果相差较多则可能在烤瓷的加工过程中出现膨胀程度不协调，进而出现贴面与基牙间的不适合，甚至导致修复体的折裂。

翻制耐火模型仅需制取基牙唇/切区域的印模，选择适合主模型的一次性塑料托盘，切除托盘舌侧翼缘和位于基牙远中的部分备用。

查找并充填主模型的倒凹区，为贴面的就位作准备。操作要求在主模型完全干燥后进行，以油基填充蜡填充外展隙和唇面的倒凹。制取耐火印模前在主模型表面涂布薄层润滑剂以方便模型的分离。调拌弹性印模材，将其置于切割后的托盘内制取基牙唇/切区印模（印模材的使用按照各厂家推荐的方法）。

印模材凝固后将其浸泡于水中，与主模型分离。检查印模有无关键区域的气泡或缺陷，并加以修整。灌注耐火模型。

耐火模型完全干燥后再次浸入水中，分离。灌注第 2 个耐火模型的操作方法同前。

耐火模型的打磨修整同样应在完全干燥的条件下进行，这是因为湿打磨形成的泥浆容易损伤模型表面造成缺陷。

（四）耐火模型的准备

烤瓷贴面必须在整体耐火模型（solid refractory model）或个别耐火代型（individual refractory die）上进行筑塑。如果使用可摘耐火代型，可采用将灌注好的两个耐火模型每隔一个牙齿交替的方式分割，以形成单独的代型。按此方法，准备用于制作贴面的每个可摘耐火代型都来自于这两个模型。

为便于操作，应尽量减小耐火模型的体积，这也有助于减少耐火材料的气体排出量，并使得耐火材料和陶瓷的烧结更和谐。

（五）耐火模型的除气

为避免污染陶瓷，耐火材料内部的氨化合气体成分必须去除。耐火材料的除气程序应参照各厂家的说明。基本步骤如下：

1. 将耐火模型引至预热炉以 540～650℃ 的低温热浴 15～30min。

2. 抽真空，并按 25℃/min 的速率升温至 1 040～1 066℃。

3. 在1 040～1 066℃的温度保持 2～6min。

4. 释放真空并缓慢降温至 540℃。

5. 取出耐火模型，冷却。

（六）封闭剂的应用

为防止耐火模型从瓷泥中吸收水分，应在瓷承接面和边缘区域涂抹专用的耐火模型封闭剂，也可使用瓷泥混合物。

将耐火代型浸泡于蒸馏水中 4～5min，涂封闭剂或湿瓷泥于潮湿（但不要湿润）的代型瓷承接面，封闭剂涂布的范围应超过唇面边缘以获得良好的边缘封闭。根据所用瓷粉的烧结周期，烧结处理后的耐火模型。耐火模型从炉中取出时表面应形成一层壳膜，如果没有则应重新封闭。

堆筑瓷粉至完整的轮廓，并在染色和上釉前将贴面磨光和塑形。

（七）贴面与耐火模型的分离

贴面上釉并缓慢冷却后，用合适的钻仔细修整，尽量去净贴面周围余留的耐火模型材料，随后用 20～50μm 的氧化铝在 60psi（1psi＝6.89kPa）下喷砂，以完全去除贴面界面的耐火材料。

将贴面置于清洗剂中超声清洗 3min。使用橡皮轮轻轻去除扉边和边缘延伸过度的部分，随后将贴面放回主模型上调试。

三、铂金箔技术

（一）金箔的选择

用于贴面的铂金箔厚度一般均在 0.001～0.000 85in（1in＝0.0254m）之间，宽度为 7/6～11/8in，但不同厂家产品的可操作性能却相差很大。同样的厚度下，某些产品可能比其他产品柔韧性小、更坚硬。出于这个原因，应首选专为制作瓷贴面设计的铂金箔，以确保可信赖的操作性能和结果的可预知性。铂金箔不仅是作为贴面筑塑的基底，还起着在烧结过程中辐射热量，使瓷层均匀受热的作用。

（二）模型和代型预备

选用质量较好的弹性印模材和硬质石膏灌取工作模型。灌注模型的底部应离开龈缘 10mm 以上，在石膏完全硬固后进行修整。使用钉孔系统，在所有基牙及其邻牙的底部设计钉孔，为进一步稳定代型和确保准确性，建议使用双钉孔技术。灌注石膏底座，硬固后修整。

从主模型上切割并分离可摘代型（图 5-12）。切割由基底向切缘方向进行，止于近接触点处。石膏锯的锯刃通常较厚，很难通过切缘而不损伤邻接区，所以一旦切割至接触点时应立即停止，并以掰开的方式分离代型（如果临床上已经修整接触点，则掰开可以很容易实现）。用圆钻底切代型的龈边缘和邻面边缘，去除代型基底多余的石膏，并形成一个圆滑的形状，以方便对代型工作表面的操作。用填充蜡添补所有的倒凹区和釉质表面的缺陷以便金箔的顺利摘取。

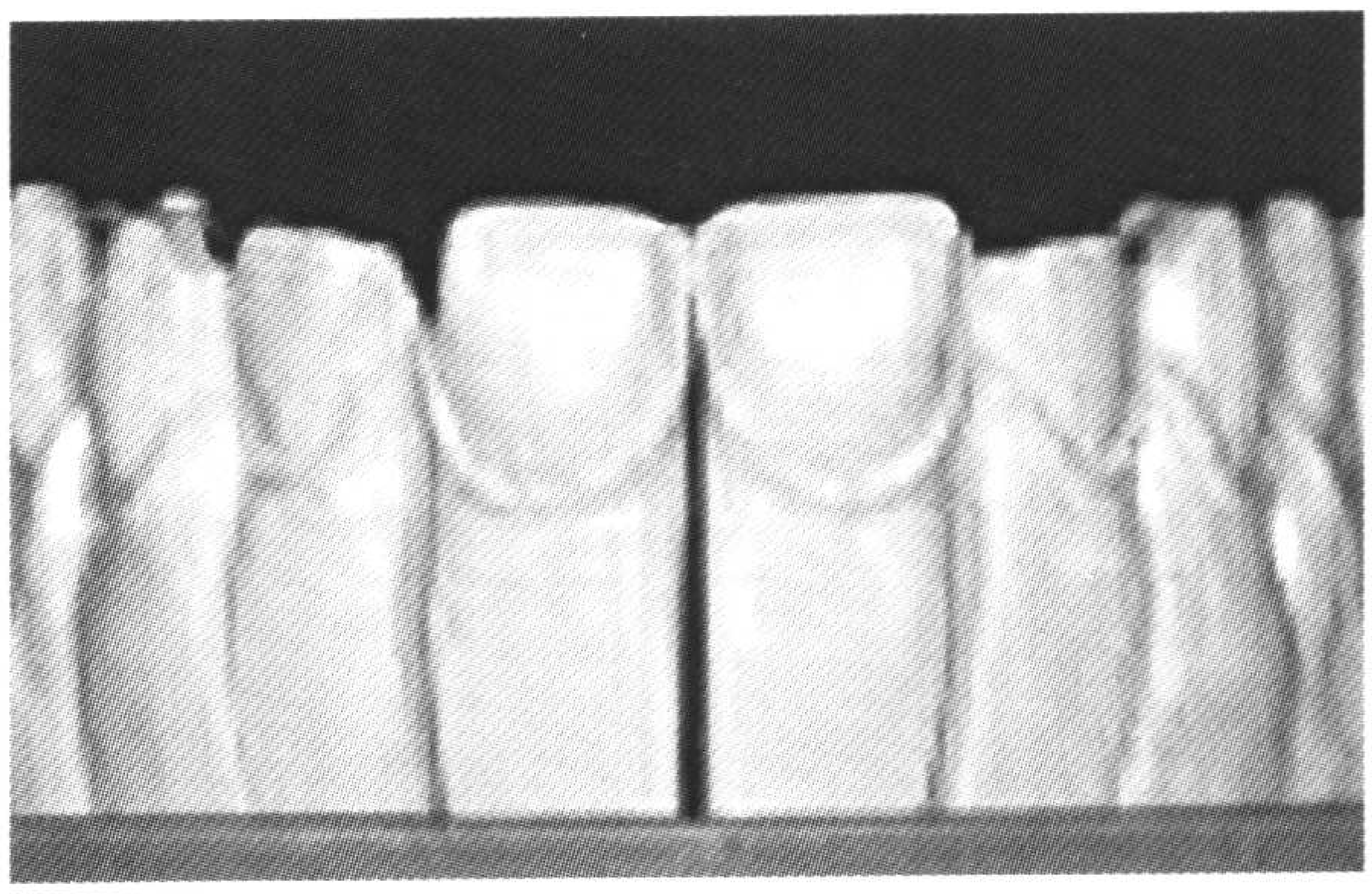


图 5-12 主模型的切割和分离

（三）金箔基体的制作

用专为瓷贴面设计的三角形模版切割金箔成规定形状。将金箔顶点向下置于代型唇面，形成一个延伸至龈下的突出部分，有条理的将金箔包围覆盖切缘并进入龈/邻面边缘的倒凹区，用木棒有秩序地调整、磨光金箔成紧密贴合的形状。邻面超出边缘的多余金箔必须以雕刻刀去除。

另一种可用的方法是"压形"（swaging）技术。调整金箔以适合代型，轻微磨光，用保护性塑料薄片包裹后置于压形装置中。在装置上加力使金箔在代型上塑形。随后取出代型，去掉塑料包裹，非常贴合的金箔便留在代型表面。

不论使用何种金箔基体的制作方法，邻面边缘多余的金箔都应被去除。从代型上取下金箔基体的方法是，从牙龈表面向切端方向以类似于铰链运动的方式仔细提起金箔的突出部分。将金箔基体置于本生灯（Bunsen）火焰上烘烤直至变为明亮的橙色，用此方法可以去除污染并使金箔退火韧化。将处理好的金箔重新与代型贴合，在周边区域滴加黏蜡固定。按照推荐的技术在铂金箔上混合并筑塑选定的瓷粉，烧结程序遵循厂家的产品说明。

（四）金箔的去除

用精细的有齿镊夹持金箔的边缘，轻轻地将其从贴面上拉出。将贴面浸入水中可以降低表面张力，使金箔去除更容易。

当金箔从贴面上剥离后，瓷面此时呈现出一

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

个类似于上釉的光洁表面，这并不适于直接粘结，因此，为了获得与树脂粘结剂间有效的粘结，使用的瓷材料必须具有良好的可酸蚀性能。

四、瓷粉的运用

由于贴面的瓷筑塑厚度平均在 0.5～0.8mm 之间，瓷泥混合物在操作时很容易变干，因此，在堆瓷过程中应使用水和液体添加剂或特殊的液体媒介来阻止水分的挥发。贴面筑塑到最后阶段时，再对瓷粉进行致密化操作。

堆塑瓷贴面，特别是在耐火模型上，往往需要经历 2 次或 3 次过程才能获得理想的形状。使用耐火技术还需在堆瓷前将耐火模型置于蒸馏水中浸泡 4～5min。

第一次的堆瓷厚度为 0.3～0.4mm，此层较薄，烧结后可能出现收缩或裂纹；第二次堆瓷应覆盖第一次不准确的区域并构建出整体轮廓。瓷粉压紧后置于特定的烤瓷炉内烧结，上釉。

调拌瓷粉至糊状以获得理想的堆筑和烧结效果，如果 4 个阶段的瓷泥混合物（龈 1/3 瓷、体瓷、切端瓷、釉质瓷）分别应用则可明显提高贴面的美学效果。龈 1/3 的瓷粉应选择比整体偏暗的颜色。体瓷选用的颜色与比色结果保持一致，将体瓷由龈方铺至中 1/3，随后向切缘厚度逐渐减小，如果希望形成切缘结节，可在切端的唇面将体瓷雕刻出 3 个丘状凸起。堆塑切端瓷至期望的长度，在整个贴面的切 1/3 表面覆盖一层薄的釉质瓷来实现切端剩余部分及其超过切缘延伸部分的筑塑（图 5-13）。压紧瓷粉并塑为理想的形状，在烧结前缓慢凝结 5min。

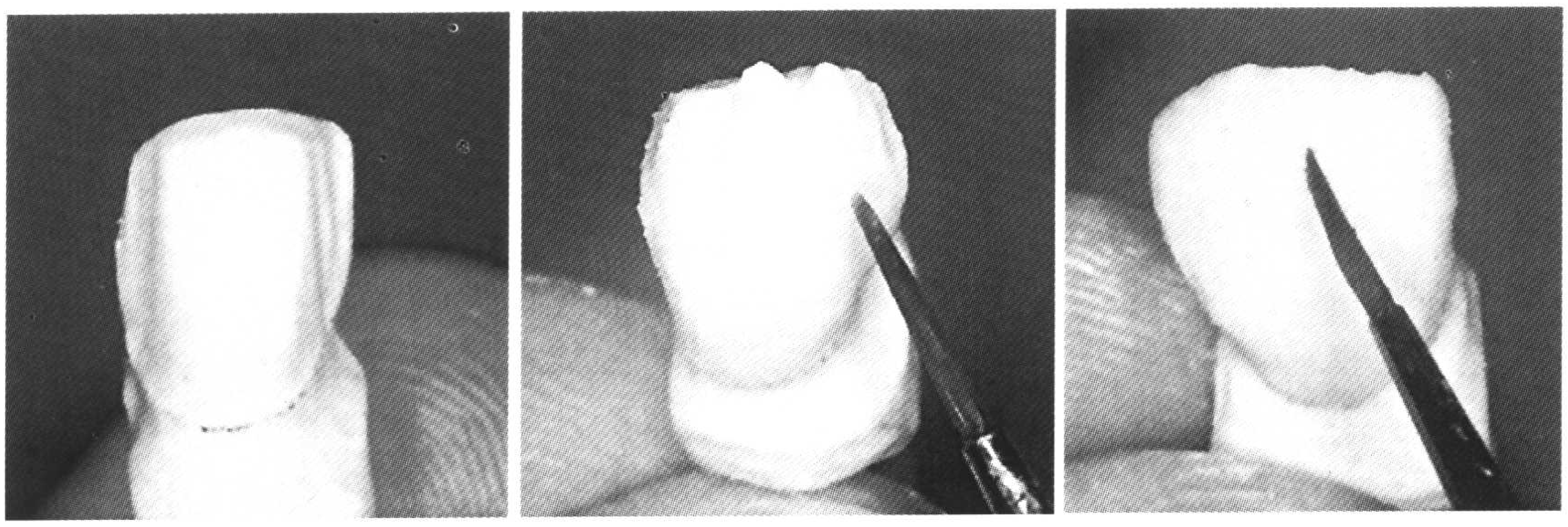


图 5-13　瓷粉的运用

五、磨光和塑形

瓷贴面应以高速手机（近 150 000r/min）和 15～45 粒径的研磨金刚砂石磨光。禁止使用大颗粒的砂石，否则容易造成瓷贴面的碎裂。当金刚砂石配合低速手机（45 000r/min）使用时，防止在贴面表面过度产热。贴面表面区域的塑形使用火焰状金刚砂石，边缘区域使用碳化硅砂纸盘。

如果要在耐火模型和贴面之间分离邻间隙，先使用极细的金刚砂片，随后以双面切割盘仔细去除边缘部分的耐火材料。用砂纸盘磨光切缘，再用细金刚砂塑形钻重建表面的解剖形态。尽可能去除多余的耐火材料，以减少在上釉烧结过程中残留氨化合气体的量。

六、上　釉

在瓷表面涂布一薄层釉料（927℃）以封闭瓷表面存在的微孔并使修复体获得自然的光泽（图 5-14）。为达到仿真效果，贴面的切端和龈 1/3 通常需要特征性的颜色，这可以通过染色的方法实现。按照“唇面涂布釉瓷泥-施用染色剂-干燥-烧结”的顺序进行操作即可获得理想的釉面外观。

七、贴面在主模型上的修整和就位

采用铂金箔技术时，如果操作正确，贴面仅需细微的磨光程序即可完成在主模型或工作模型上的调整。

采用耐火技术制作时，用圆钻调磨第二主模

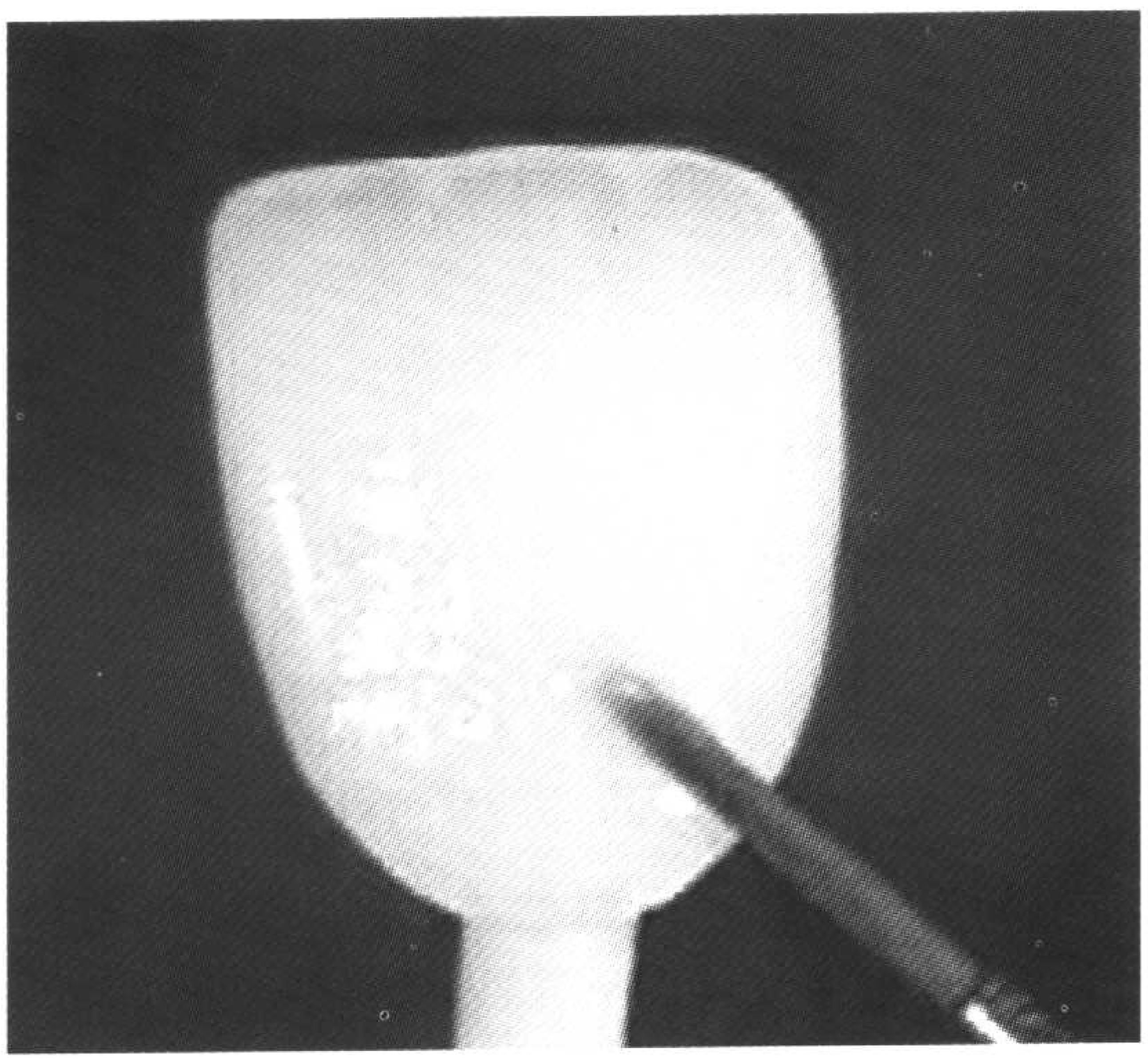


图 5-14 上釉

型龈下的部分，并修整楔状隙的阻碍以获得瓷贴面良好的适合性。

在同时制作多个贴面的病例中(不论使用铂金箔技术或耐火技术)，中切牙的贴面应首先放置在主模型上，并检查适合性。使用中等粒度的碳化硅砂纸片或超细金刚砂石修整以获得最佳的密合性。第一个贴面就位后，放置相邻的贴面，按上述步骤进行必要的修整。

当所有贴面分别在主模型上放置合适后，使用薄的或中等粗度的研磨带降低模型接触区至邻间乳头处。同时就位两个贴面，以薄的印记纸通过接触区，检查有无遗留痕迹的区域，按标记修整直至完全就位。向牙弓远中方向依次重复修整，最终使所有单位同时就位(图 5-15)。

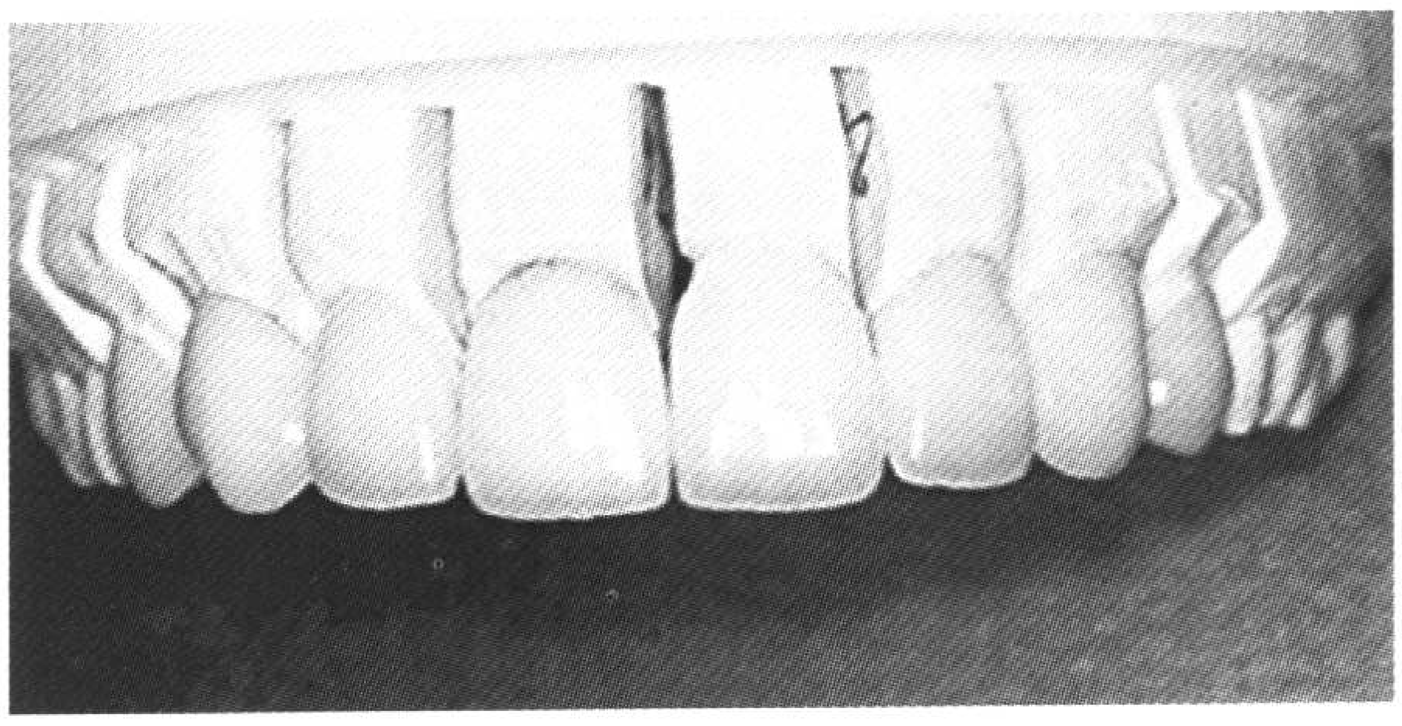


图 5-15 贴面的就位

八、喷 砂

用氧化铝在 20psi(1psi＝6.89kPa)压力下喷砂，将贴面至于清洗液中超声清洗 3min，以无油空气或热空气吹干。此时贴面可以准备进行粘结操作。也有研究认为这些吹干的贴面应置于烤瓷炉中以 600℃热处理 5min，以确保完全干燥。

第六节 特征染色和特殊效果

前文已经介绍过，瓷贴面可用于修复牙体缺损；改善变色牙的美观；错位牙的排齐；关闭牙间隙等。每种适应证都需要对瓷的特性和控制瓷内在缺陷的加工工艺有特别的了解。一些厂家通过专门设计，将陶瓷中的遮色成分和金属氧化物颜料都相应增加，即使瓷层仅有 0.5mm 的厚度也具备有优良的遮色效果。

一、变色牙的瓷粉筑塑

四环素牙的牙体变色可以由黄-棕色到灰-蓝-黑色不等。在 0.5～0.7mm 厚度的限制内，贴面必须能够中和内层基牙的变色并获得天然的牙色和形态。曾有学者认为，复合树脂粘结剂应作为贴面修复主要的遮色层，陶瓷具有正常的遮色能力即可。事实证明，通过在陶瓷内部加入不透明成分的做法能更有效的发挥遮色性能，复合树脂仅应在必要时起到辅助作用，然而这样的做法也存在一定的弊端，由于瓷层的不透明性增大，医师无法通过对树脂粘结剂添加色彩来获得创建修复体特殊染色的效果。

市场上多种贴面全瓷系统均可用于变色牙的修复，其中一些产品仅在牙体变色比较严重的情况下才需要使用遮色瓷。使用遮色瓷是烤瓷贴面较传统的方式，它的用法为先铺一薄层遮色瓷粉来中和底层基牙的颜色，随后在此层上继续堆筑瓷粉。这种方法需要瓷层厚度达到至少 1.2mm 才能实现，而贴面修复要求的牙体制备量较少，这就意味着必须增加牙体制备量或扩大修复体的外形，如果过大的修复体轮廓不能被接受，则必须磨除唇面超过 1mm 的牙体组织，只有提供这一必要的空间，才能在进行正常堆瓷操作前先铺筑一层不透明瓷。根据以上情况，遮色瓷的应用在实

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

际中是相对困难的。然而值得注意的是，牙体切割越深，制备量越大，所显现的颜色就越深。这是因为，四环素牙的主要着色部位在牙本质，当起到遮色作用的釉质被去除后，其内部的颜色就更明显地表现出来。另外，釉质过多的去除使得大量牙本质小管暴露，仅可余留狭窄的周边釉质带可用于实现修复体的边缘封闭，这种激进的牙体制备方法与贴面/整体修复的概念是相矛盾的。

下面介绍使用遮色瓷的方法可以在起到良好遮色作用的同时为贴面提供逼真的仿生效果。

将遮色瓷粉与体瓷相混合制成不透明的体瓷用于牙体的遮色，该技术允许贴面表面透出一定的底层颜色，使修复体更具有层次感，在不透明体瓷的上部还可以继续构筑颈瓷、体瓷、切端瓷以恢复完整的牙体形态。但这种技术仍然需要贴面的厚度在1mm以上才能确保有效的遮色和创建出美观、自然、生动、富有层次感的美学效果。

1. *遮色系统*　“分层设色”(layering)技术是苏黎世 Willi Geller 博士为构筑冠、桥修复体而发明的，它可以满意地用于各种瓷贴面系统。在这种技术中，牙本质瓷被添加了一定量的白色染色粉成分，这一混合物还能通过添加其他染料的方式进一步调整，例如加入橙色染料以提高不透明性和对牙体颈部进行特征性染色等。

2. *根面效果*　以往，人们认为创造牙根表面的视觉效果需要描记出釉牙骨质界，然后再用橙色染料对根部区域进行染色，事实证明这种做法是错误的。临床上，在瓷的筑塑过程中，牙冠下部的瓷结构本身需要包含相当多的不透明牙本质瓷，这完全可以模仿类似牙根的外观。

3. *颈部效果*　颈部区域的位置应事先决定，以便技师能够在最初构筑贴面这一区域时增加它的不透明性。

将不透明瓷置于颈部或根部区域，随后向釉牙骨质界呈羽状过渡。完成此层铺筑后，技师可以在此基础上用牙本质瓷筑塑出整个贴面的外形，然后在釉质瓷内继续进行回切操作。回切应从切缘开始，向牙体的中部逐渐变薄。

体瓷或牙本质瓷、切端瓷、釉质瓷三个阶段的筑塑对贴面的最终形态和颈部到切端颜色的协调性都是十分关键的。技师必须认识到，各瓷层必须在烧结之前全部完成筑塑，因为陶瓷一旦烧结后就应禁忌一切磨切操作，否则可能导致修复体污染或损坏的发生。

4. *切端效果*　切端视觉效果的建立按照以下方法进行，应由纯切端瓷，纯透明瓷，切端瓷和透明瓷 1∶1 的混合物 3 种瓷粉构成。

为创造出深层透明的视觉效果，可以在瓷层的外围(近中和远中)及切缘结节的中间区域添加紫色调。切缘结节处通过加入乳白色瓷和黄色(或橙色)染料的方式加以突出。为使不同嵌人的颜色之间产生更强烈的对比，可将橙色和紫色层用乳白色细线分开，这样做不仅勘定了颜色的界限，还能分别强调不同的颜色。切端瓷粉的筑塑以同样的方法进行，分别将纯切端瓷和纯透明瓷筑塑于近、远中表面和切缘结节间的紫色区域。这将允许紫色通过表面而不是从内部表现出来。

根据期望获得的效果，贴面可用纯透明瓷覆盖来增加深层的视觉效果，也可以通过覆盖透明瓷和切端瓷混合物的方法调和颜色。

随后，沿贴面的表面整体筑塑一薄层切端瓷/透明瓷的混合物完成贴面从颈缘到切缘的最终形态。

5. *创建切缘的“晕环”效果*　“晕环”效果的形成方法是混匀牙本质瓷与白色染料，将混合物从近中面开始穿过切缘上升至牙齿的远中面并框架住整个切端复合体。

用“晕环”围绕牙齿可以衬托出框架内的形态，它通过一个明确界定的切缘来增加界限内区域的对比，这也有助于突出所有先前处理所做出的特殊效果。

老年人牙齿的切端处理方法有很大不同，因为随着年龄的增长，牙体的切端会有持续的磨损，内部的牙本质也会逐渐接近表面，这就需要在近切缘处添加橙色或棕色成分加以模仿。

二、牙体缺损(Ⅳ型)

当牙体的切缘整体或部分缺损时，由于这部分区域的内部没有牙体支持，必须使位于此处的贴面具有足够的不透明性，否则，就不能获得足够的遮色性，口腔内部的暗背景就会从此处透出，使贴面呈现出灰-黑的颜色。在此种情况下，可以再次利用“分层设色”技术来创造出天然牙色的效果。牙体缺损的部分将由贴面取代，同时还要增

加透明度以使天然牙的颜色与整个修复体融合在一起，成为其中的一部分或背景颜色。虽然重建的颜色不可能与原来的牙齿完全一致，但成功的修复可以获得人肉眼无法分辨的效果。

美学在某种程度上是人的心理感受，这种主观感觉也会受到消费时尚、文化背景的影响，它从一个国家到另一个国家会发生变化，甚至从一个国家的某个团体到另一个团体也会改变。技师有责任学习陶瓷体系的相关知识，提高自身艺术水平，以便在制作修复体时能够模拟邻牙的每个细节和瑕疵，而这种瑕疵也许正是某些患者所期望获得的自然美的效果。

第七节　贴面的就位

一、试　　戴

试戴是瓷贴面最终粘结前很重要的一个阶段，需要检查每个瓷贴面与制备牙体表面的密合性；评价贴面的整体适合情况，贴面之间的相互关系和接触点；评价颜色，必要时加以调整。

(一)准备

去除暂时贴面，暴露出制备的牙釉质，如果去除困难可使用牙钻磨除或用钝头劈开器械。

如果完成线延伸到达或低于牙龈缘，必须在试戴前用细的牙龈收缩线排龈。

注意贴面的脆性较大，操作时必须高度谨慎，为尽量减小污染，应该夹持其边缘部分和不进行酸蚀的唇面。

贴面酸蚀后应检查每个贴面的酸蚀面是否均匀，是否充分延伸至周边区域。酸蚀成功的衡量标准是水滴可以在表面均匀的扩展和浸润。

检查贴面的外围是否光滑，然后将其放回模型上观察是否完全覆盖牙体制备区域以及是否精确吻合。

用光固化灯作为透射光源检查贴面是否存在裂纹及杂质。

(二)检查贴面的适合性

用不含油或氟化物的细浮石粉浆清洁牙体，用无纹橡皮杯磨光，抛光刷因可能损伤龈缘导致牙龈出血污染酸蚀面，所以应避免使用。邻面接触区用细的复合树脂抛光带清洁。

将患者调整为仰卧、水平的体位，使基牙的唇面与地面平行或成较小角度，防止贴面滑落。

先试戴远中的贴面，如果不能马上就位，切勿强行加力。检查妨碍戴入的倒凹和抵触点，以超细金刚砂石调整直到顺利就位。

随后检查贴面边缘与牙体制备边缘的准确性和密合程度。在酸蚀面滴加甘油可使贴面吸附于牙体表面。按上述要求分别试戴各个贴面并检查边缘。

(三)整体适合性

一起戴入所有的贴面，检查邻面接触区的情况，用金刚砂石对过紧的接触点仔细调整(图 5-16)，使每个贴面获得合适的被动就位。

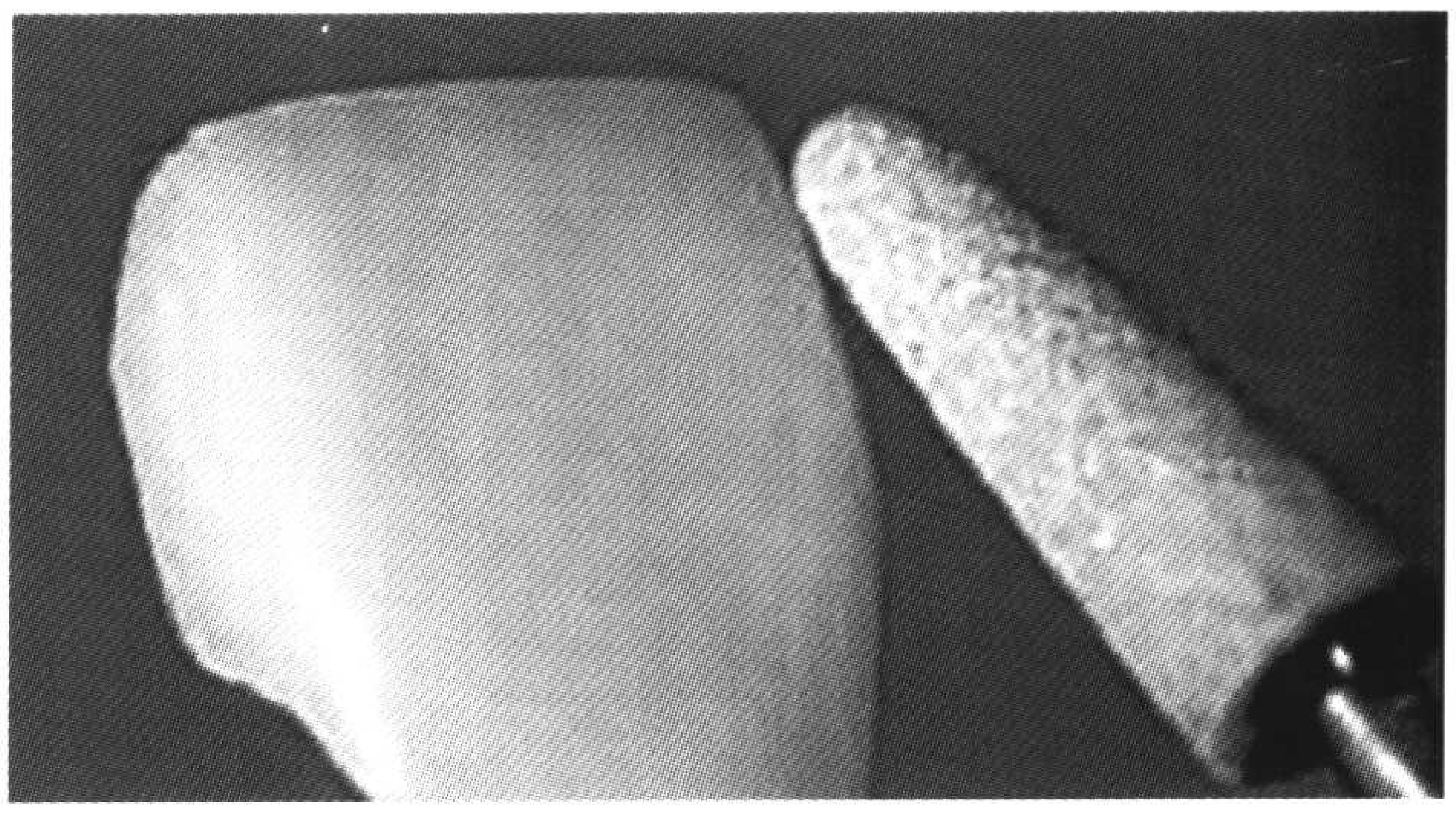


图 5-16　调整过紧的接触点

(四)颜色检查

修复体最终的颜色不仅仅依赖于瓷粉色系的选择，还受到其他因素的影响。

影响颜色的主要因素主要有牙体本身的颜色，瓷粉色系的选择及遮色瓷的添加量，复合树脂粘结剂的颜色和透明性，颜色调整树脂的使用和贴面的特征染色。

以上因素对颜色都有着潜移默化的影响。“空气折射”现象的存在会阻止内层牙体的颜色透过瓷层，所以釉质表面和贴面之间存在的间隙将使修复体就位后的实际颜色难以确定。为了解决这一问题，可以用液体充满瓷/牙体的间隙，此时底层基牙的颜色就能够从贴面表面显现出来。甘油是一种理想的光和颜色透射媒介，它具有水溶性，通过喷水或超声清洗的方法很容易去除，而且

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

它的黏性大于水，清除后不会影响酸蚀面的粘结效果。甘油是树脂颜色选择的良好向导。

用甘油协助贴面固位后，与选好的比色标签进行颜色对比，如果贴面显示颜色偏暗，用偏亮色的复合树脂粘结剂加以调整。相反，如果贴面呈现较亮的颜色，则应选用深色的粘结剂材料。随后用试戴糊剂（try-in paste）试戴（图 5-17），询问患者对颜色的满意程度。

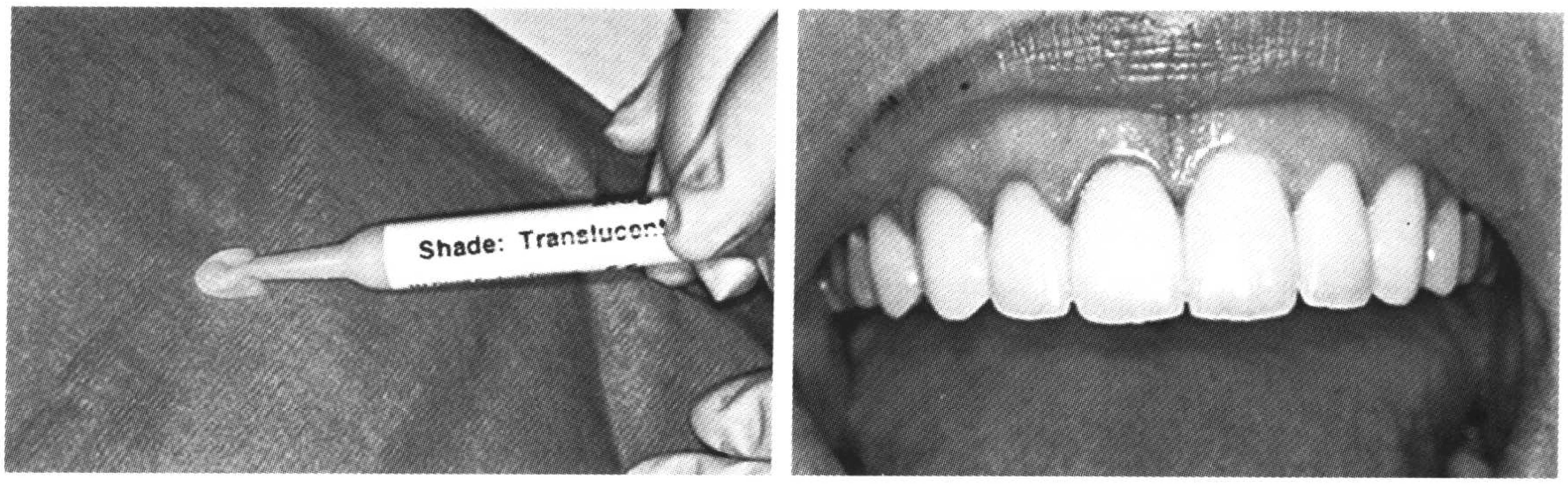


图 5-17　用试戴糊剂试戴

1. *树脂材料的颜色控制*　将光固化树脂粘结剂材料置于贴面内部，随后在基牙上就位，用探针去除过量的树脂，此时所显现的即是“最终修复”的颜色。如果患者仍不满意，可以将相邻的贴面试调为稍亮或稍暗的颜色，利用此方法确定方案，完成颜色控制，确保获得令患者最美观、最满意的美容效果。

操作过程中应警惕贴面和树脂粘结剂提前受到光源的照射，防止意外固化。对双固化树脂粘结剂的操作尤其应该谨慎，因为此类树脂在自然光的作用下即可受到激发而引发化学固化过程。

市场上复合树脂粘结剂套装产品通常可以选择色系或用特定的染色产品加以特征染色，这类染色产品也可以提供对重度变色牙行之有效的遮色效果。

将一块选择好的复合树脂粘结剂置于白板上固化，将之与未固化树脂的颜色进行对比。因为许多复合树脂在初步固化后都会发生颜色改变，通过这一步骤可以在贴面最终粘固前发现差别并进行弥补。另外，大多数树脂在潮湿的口腔环境中还将在初步固化的 72h 后经历进一步的颜色转变，通过将固化的复合树脂样本置于水中浸泡数天后再与固化前的颜色对比可以估计出这一变化。

曾有学者建议依靠水或甘油的辅助试戴贴面，尽管这种做法能一定程度地反映底层牙体颜色的影响，但并未考虑到复合树脂粘结剂颜色因素的影响。更恰当的做法是使用专用试戴糊剂进行试戴。

在评价影响瓷贴面最终颜色的四种因素各自的相对作用时可发现，瓷粉的实际颜色并不能对粘结后的颜色起主导作用，这是因为多数情况下贴面仅有 0.5mm 厚，加之瓷层的透明度较高，底层牙体和树脂的颜色容易透过而引起贴面颜色的变化。

由于构成成分和层次结构上的不同，目前可以利用的比色板对贴面的比色并不理想，最理想的比色板应是由加工瓷贴面的技师本人利用与贴面相同的陶瓷材料制作完成的。

2. *特征染色*　颜色的层次感应该在瓷的内部体现出来，但由于受到厚度的限制，贴面可以通过在内表面使用不同颜色的复合树脂粘结剂加以弥补。

贴面经过酸蚀和硅烷化处理后将有色树脂涂于粘结面，随后进行试戴，如果颜色满意即可光照固化形成薄层（过厚的有色树脂层可能妨碍贴面的正确就位）。粘结贴面时尚需注意应选用不会混合或抹掉这种有色树脂染色的复合树脂粘结剂。

贴面同样可以利用特殊的贴面低熔瓷染色系统进行外染色，这种染色系统的熔点接近 760℃，不会引起贴面的变形。染色时可以利用即刻耐火

材料作为支持。

3. *遮色* 瓷层通常需要 1.2mm 或更大的厚度才能达到良好的遮色效果，而贴面的厚度很薄，通常在 0.5mm 以下，所以遮色成为其面临的一大问题。

目前，有几种贴面的遮色方法被采用。一种方法是将不透明瓷作为基底，然后在其上正常堆瓷；另一种使用白色染色剂的方法。但不足的是，大多数此类系统会降低贴面颜色的生动性和活力。也有人认为可以通过增厚贴面内层树脂粘结剂的方法来中和牙体的变色，这种做法是明显错误的，因为：

(1)在同样厚度的条件下，瓷材料的遮色能力显著优于树脂。

(2)要使贴面具有良好的适合性，树脂层的厚度不应超过 60μm。

(3)瓷的硬度远高于树脂，所以增加树脂的厚度可能削弱贴面整体的强度。

(4)树脂量的增加将改变牙体-树脂-瓷的“三明治”三层结构特征，瓷和牙体的热膨胀系数接近，通常情况下较薄的树脂层也不会受到热学改变的影响，而当树脂的量显著增加时，随热学活动的变化，它逐渐显示出明显的体积变化，这将破坏贴面的封闭性、固位力和强度。

(5)增厚的树脂会引起聚合收缩的增加。由此可见，在增加量的相同条件下，瓷的优势远大于树脂。

4. *局部区域的遮色* 临床上偶尔会遇见牙体线性着色或小区域局部着色的病例。如果着色区周围的牙体组织颜色正常，则这些区域的变色可以用树脂获得满意的遮盖。对技师来讲，仅对局部区域进行遮色操作是十分困难的，尤其是技师并不直接接触患者本人。因此，通常的做法是在技师完成加工贴面后，临床医师将着色的牙体组织选择性的磨除，随后添加额外的遮色树脂以中和变色区域，使之与周围牙体的颜色协调一致。操作时应避免对贴面的边缘遮色，否则将妨碍贴面的颜色与余留牙体相互融合和过渡。另外，依靠增加树脂厚度遮色的方式要避免在承重区使用。

对于严重变色牙(例如四环素牙)，必须通过瓷材料本身主导贴面的最终颜色，此时树脂只对颜色调整起辅助作用。当牙体变色程度非常严重时，瓷材料难以提供足够的遮色效果，作为补偿，树脂必须同时具有很高的遮色能力，必要时甚至可以增加树脂的厚度。其方法有 3 种：

(1)在模型表面涂布约 0.1mm 的间隙料。

(2)在取印模前在制备的基牙表面涂布间隙料(如氢氧化钙垫底材料)。

(3)用树脂试戴贴面，如果仍嫌颜色较深，在已制备牙体的界限内磨除更多组织，利用遮色树脂充填增加的间隙。

如果无须进行类似于严重着色牙的颜色调整，则可以充分利用牙体和树脂的颜色作为修复体最终颜色的一部分，此时应选择不具有遮色作用的树脂，允许一定的底层基牙的颜色透过瓷贴面。

试戴阶段使用的复合树脂材料通常需要彻底去除，其方法是将贴面置于无水乙醇中超声清洗 10min。如果在试戴阶段检查适合性和接触点时使用了甘油协助固位，则树脂的去除更为容易。贴面在最终粘固前彻底清除所有的树脂是十分必要的。试戴时贴面的颜色与最终修复的颜色很接近，但不会完全相同，这是因为复合树脂在完全固化的过程中颜色经历着持续的变化，但这种变化只有技师或医师等专业人员才可察觉，对最终修复颜色的影响极其微小。

(五)粘结材料的选择

理想的瓷贴面粘结材料应具备以下特点：

1. 较薄的厚度，10～20μm。
2. 较高的压缩强度。
3. 较高的拉伸强度。
4. 相对低的黏度。
5. 具有遮色、微染或特征染色的能力。
6. 低的聚合收缩。
7. 颜色稳定。

目前，树脂粘结剂已成为瓷贴面粘结的常规选择。

试戴的 3 个阶段一旦完成，即可准备修复体的最终就位。

二、贴面就位

(一)组织处理

嘱患者仰卧位，在龈沟内放置收缩线减少龈

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

沟渗液，以防止其对贴面与牙体的粘结和封闭造成干扰；排龈还能使医师在直视下进行贴面的就位和精修操作。贴面从试戴到最终粘结到边缘精修等一系列步骤均可在局麻的协助下完成，减少操作中因接触患者龈缘所引起的不适。

贴面经过试戴、检查、修整、邻接区调整后即可开始最后的就位。注意在贴面最终粘固前不要对形态进行任何调改。就位开始时，将贴面按照各自的牙位顺序排列，并放在容易取到的地方；准备必要的器械和材料，按使用顺序排列；准备已选好颜色的树脂粘结剂和染色剂。

（二）粘结和就位

1. 贴面的表面处理　对贴面的喷砂处理一般在技工室内已经完成，故无须在临床上再进行喷砂。将氢氟酸凝胶或溶液涂抹于陶瓷的喷砂面（图 5-18），维持 2～3min 后喷水冲洗，注意勿使酸蚀剂波及贴面的外表面，尤其是使用溶液性产品时，由于不易限制作用范围，应事先做好相应的保护措施。

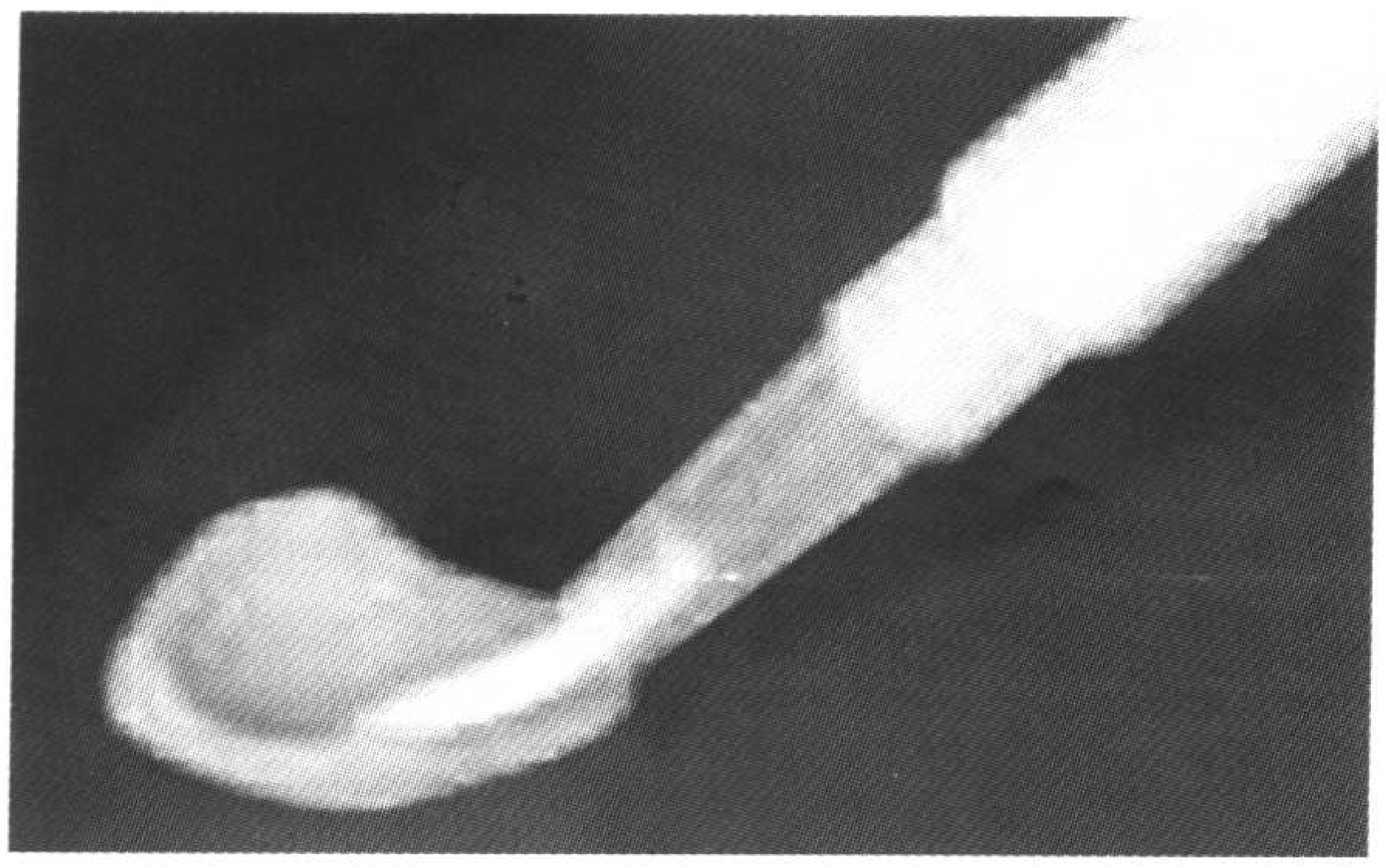


图 5-18　涂布酸蚀剂（喷砂瓷面）

2. 贴面的清洁　就位开始时，将酸蚀后的贴面置于蒸馏水中超声清洗数分钟后吹干（也可利用蒸汽法或火焰法清洁），然后按照牙位的顺序排列并放在便于取到的地方。这样不仅可以节省时间，还能降低因操作时间延长所引起的牙体粘结面或陶瓷处理面受到污染的机会。

3. 隔离基牙　使用橡皮障隔离是较理想的做法，它能够有效的隔湿、防止唾液污染获得干燥、清洁的术野，取得良好的基牙隔离效果，还具有预防患者误吸、避免软组织受伤等优点。如果熟练使用，橡皮障不仅不会增加操作时间，还能够减少患者起吐的次数，反而会节省粘结的椅旁占用时间。

鉴于国内的实际情况，用如下方法亦可满足基牙隔离的要求：

用颊牵引器和棉卷隔离基牙，将一块小纱布置于患者咽部以降低潮湿度。在患者口腔内放置吸唾器并嘱用鼻呼吸以进一步降低呼吸气体中的水分对基牙的污染。在基牙的近远中放置聚酯带或柔软的金属成形片隔离。

4. 牙体的粘结　在多数情况下，贴面的牙体制备只在牙釉质的范围内进行，但如果牙体有扭转、倾斜的情况或牙体变色严重，需要增加制备量时就可能暴露出牙本质组织。第四代粘结体系以后的多数产品都可以用于对牙釉质和牙本质与树脂的同步粘结操作，甚至有些产品还可用于提高陶瓷、金属与树脂的粘结强度，成为真正意义上的通用型粘结剂。

（1）酸蚀（图 5-19）

①用水冲洗牙预备体的粘结面，再用气枪吹干。

②用配备的一次性小毛刷或专用注射器将酸蚀剂仔细涂布在粘结面上，牙釉质区域保持 15～30s，牙本质区域保持 10～15s。对氟斑牙的釉质酸蚀需要适当延长时间。良好封闭对保证长期成功率十分重要，因此酸蚀区域必须到达牙体制备区的外围（修复体覆盖区域外的釉质组织在口腔环境中可再矿化，酸蚀不会造成明显的不良影响）。

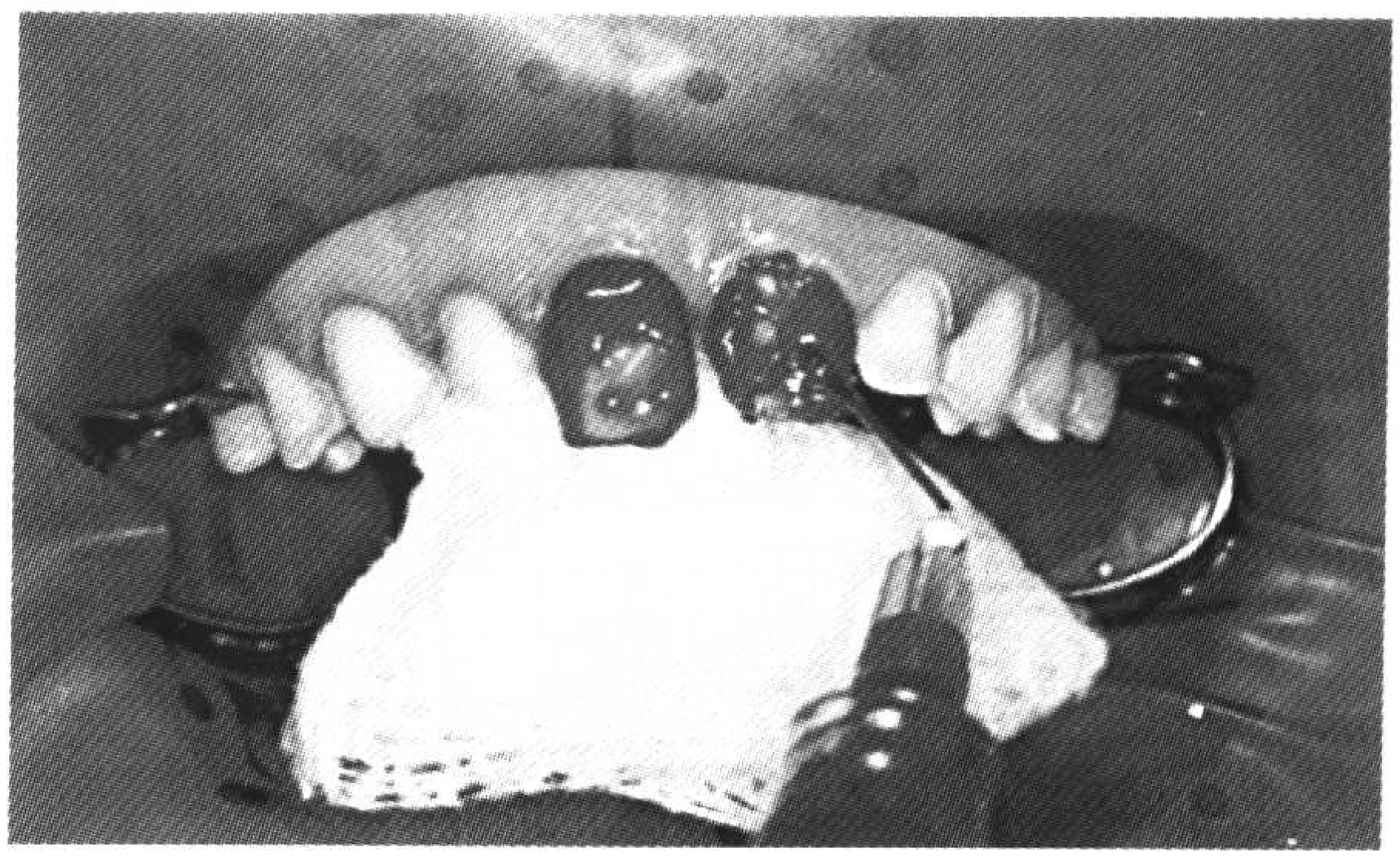


图 5-19　涂布酸蚀剂（牙面）

③为了防止邻牙受到酸蚀，可以采用防护罩将牙制备体与邻牙隔离开来，并用木楔在邻牙间

隙里加以固定。防护罩同时还能避免树脂粘结剂溢入邻牙间隙内或粘在邻牙上难以清除。

④用大量水加压冲洗30s，去除牙体表面的酸蚀剂并确保彻底清除干净，用气枪吹干，如为处理的根管，可以用干净的纸尖吸干。冲洗时应使用吸唾器以防止软组织接触冲洗掉的酸蚀剂造成灼伤。凝胶型酸蚀剂包含的甲基纤维素载体可能嵌入酸蚀釉质的孔隙中而残留下来造成污染，它的去除比溶液型困难，通常需要更长的冲洗时间。

嘱患者勿漱口或让舌体接触基牙，更换棉卷时也要谨慎操作，以免唾液的污染，如果酸蚀面被污染则必须重新酸蚀、冲洗。

(2)涂布粘结剂：用无油空气吹去酸蚀面多余的水分，并保持一定湿度，使牙体表面呈现光亮的湿润表面，也可以完全吹干后使用再湿剂。口腔综合治疗台注气管中的空气可能会受到油和水的污染，这可以通过在清洁的玻璃面或金属表面用喷枪喷雾检查。

在牙体表面涂布一层或两层通用型粘结剂(图5-20)，气枪轻吹使其分散均匀以防止过量的粘结剂在局部蓄积，否则可能造成固化后局部出现硬结阻碍贴面的完全就位。用气枪吹干5～10s确保所有多余的溶剂和水分去除干净，若干燥不够而有溶剂残留将会导致粘结强度下降和术后出现敏感问题。用气枪干燥时，气枪距离牙面约4～5cm，开始时气流压力应较轻，以避免粘结剂移位，然后再用相对强的气流干燥。根据产品说明进行或不进行光照固化。

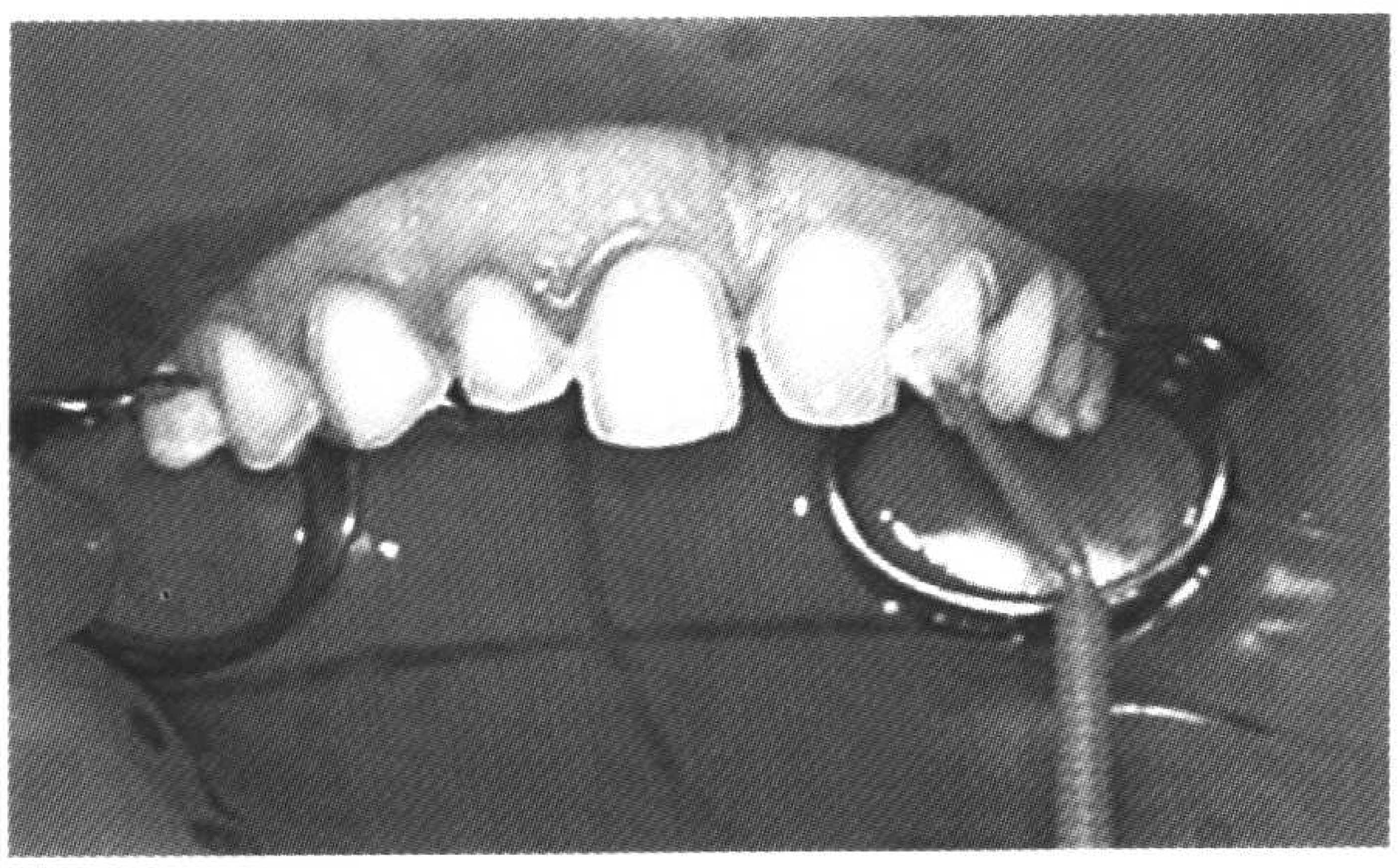


图5-20　涂布粘结剂

5. 陶瓷的粘结　陶瓷硅烷偶联剂产品包括预水解型和酸激活型。使用前者时将预水解的硅烷涂擦于酸蚀的瓷表面，自然干燥1min，然后以与表面平行的气流通过贴面，使过量的溶剂载体挥发。此时即可获得干燥的、由硅烷覆盖的贴面。如果使用酸激活型的硅烷，贴面表面必须首先形成一个酸性媒介环境，以用于水解和激活，随后涂布硅烷层。

根据产品说明在硅烷化的陶瓷面使用或不使用通用型粘结剂。然后用专用的注射器传输树脂基粘结剂至瓷贴面中部(图5-21)，再向侧方扩展，这样的做法可以避免产生气泡。注意所有具体操作必须严格遵照产品说明进行。

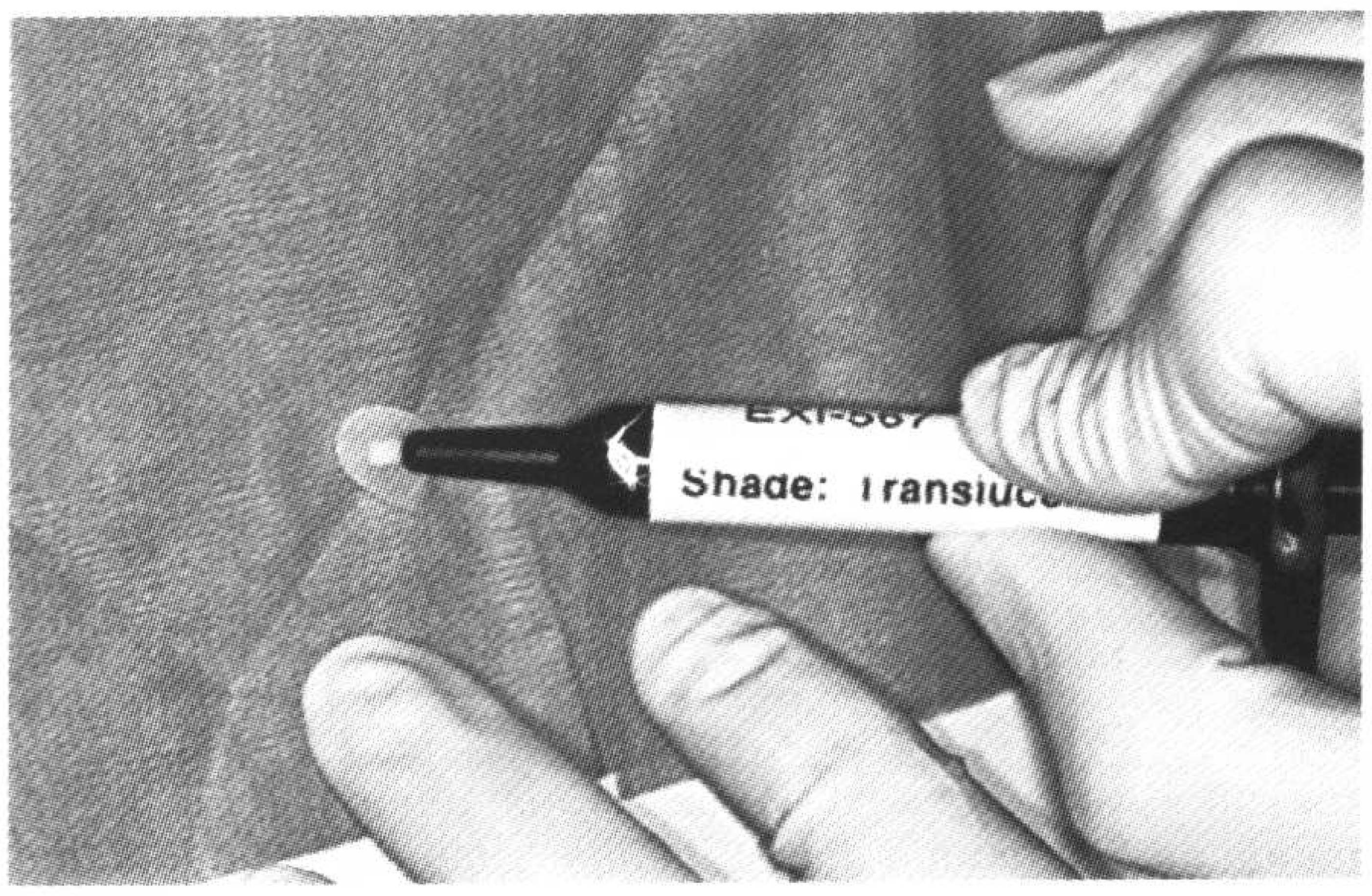


图5-21　输送树脂粘结剂

6. 就位程序　一次就位操作最好只针对一个贴面。在多单位病例中，就位由牙弓远端的牙齿开始，逐个向中央移动至对侧尖牙，然后同时就位两个中切牙以确保相互匹配，再分别就位侧切牙，调整不协调的贴面使其达到整体适宜。务必在操作时移开光源以免激发光固化材料的聚合过程。

用黏蜡将小手柄(如牙签等)黏着在贴面的唇面可以方便持拿，当然，不需要任何附加装置亦能顺利操作，具体做法完全依赖于个人喜好。

旋转贴面至牙体的唇面，轻微调整位置直至与龈边缘线区域完全接触，就位的动作应为“轻摇式”或“脉冲式”，以便过量的树脂基粘结剂由贴面边缘溢出。用探针或刮匙去除溢出的材料。禁止以滑动的方式就位贴面，否则粘结剂在内表面移动，造成遗留空虚区域，通过转动就位的方式可以较好的避免此现象的发生。

贴面放置稳定后，用探针检查边缘与牙体制备线的密合性，操作时需固定牢固防止“反吸作用”。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

7. 固化程序　在修复体边缘处涂抹甘油凝胶以防止形成氧阻聚层(图 5-22)。先由舌侧光照 10～20s,再由唇面切 1/2 处进一步光照 10～20s(图 5-23),用尖锐的雕刻刀和(或)探针去除龈缘和邻间区多余的粘结剂材料(必须保持贴面稳定的位置)(图 5-24)。如果是化学固化型树脂基粘结剂可待 3～5min 材料初步凝固后去除过量的部分。从颊面向舌面拉动聚酯带清除邻面多余的树脂(图 5-25)。将聚酯带重新插入两牙之间以防止树脂固化造成黏连。重复在唇舌面光照,完成聚合过程。

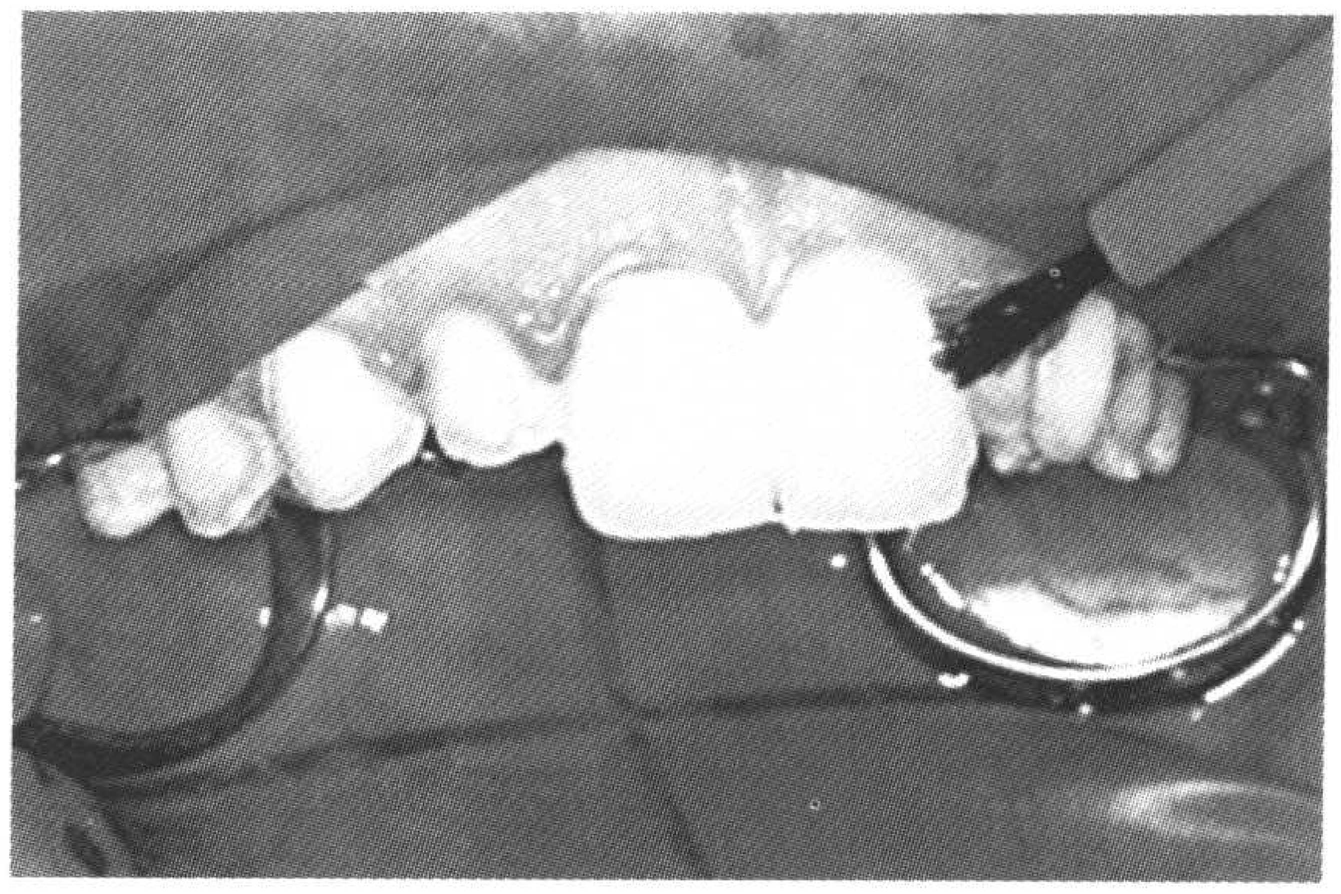


图 5-22　涂抹甘油凝胶

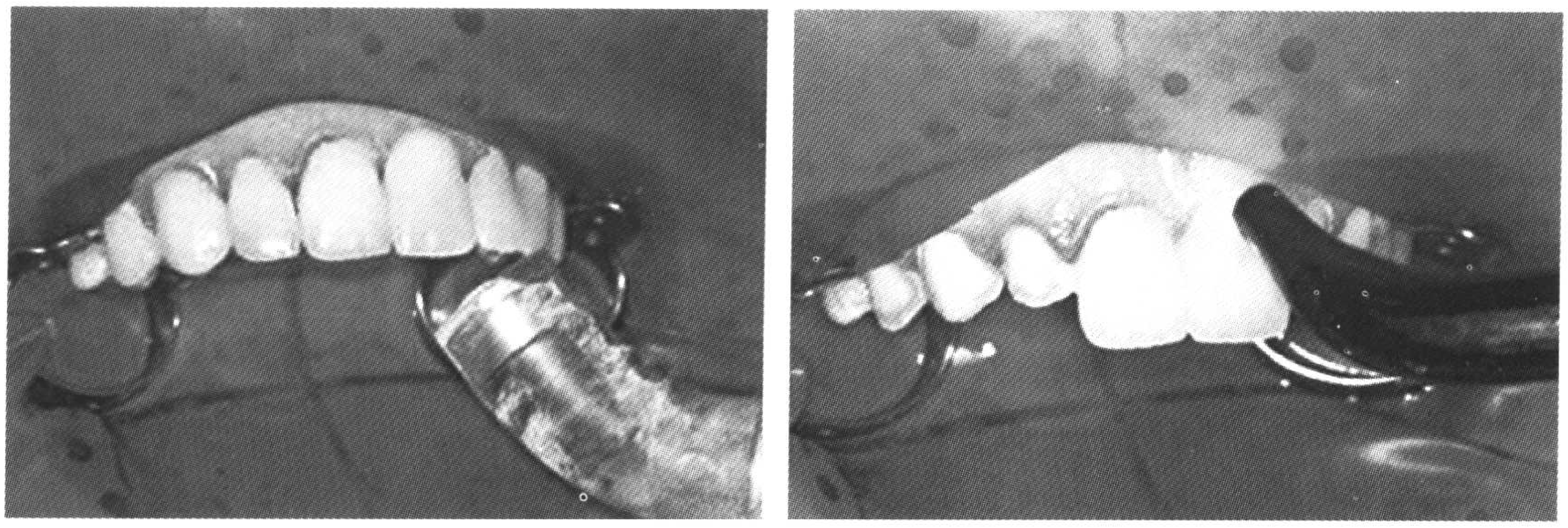


图 5-23　光照固化

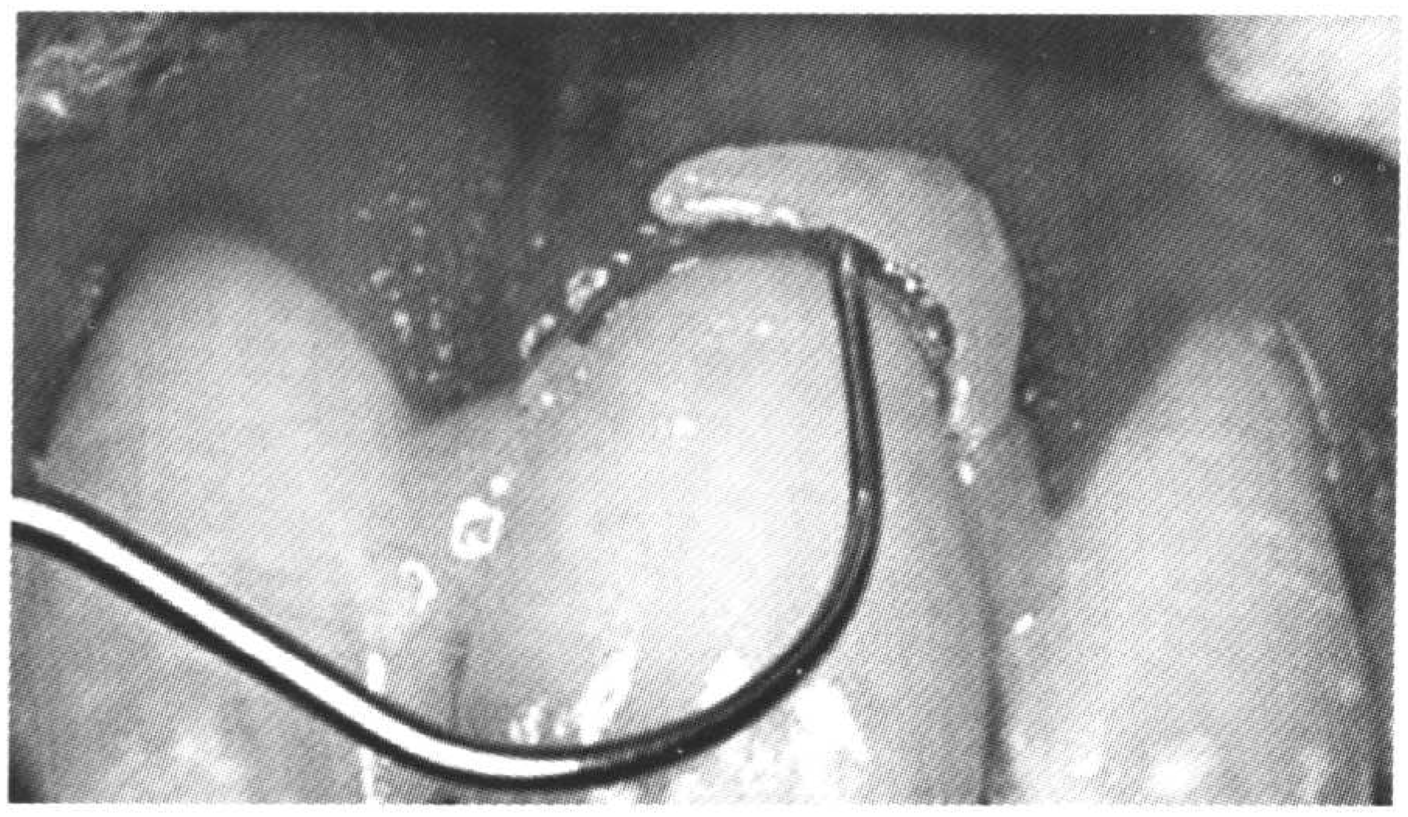


图 5-24　去除龈缘和邻间区多余的粘结剂材料

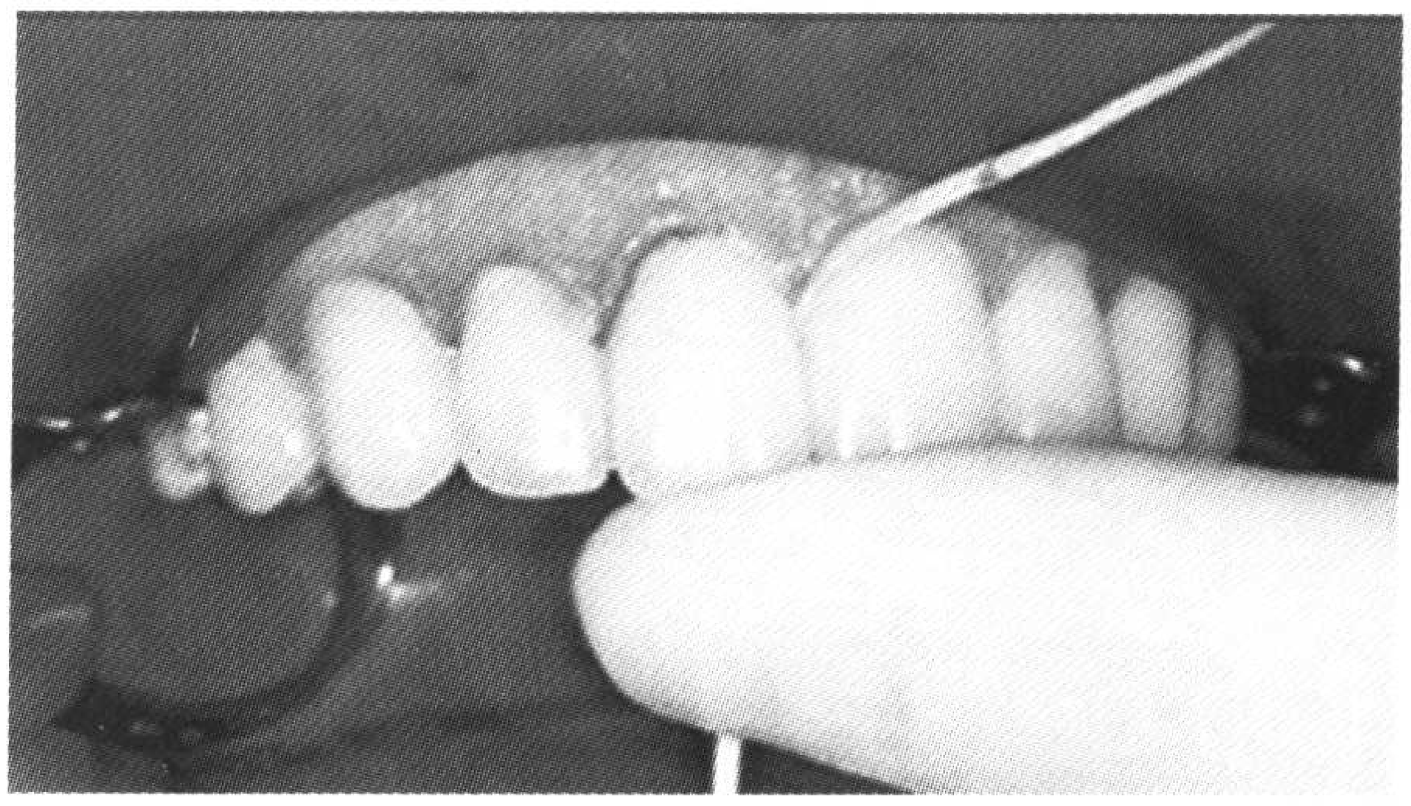


图 5-25　用聚酯带清除邻面多余的树脂

固化过程中,必须保持贴面与基牙相对位置的完全稳定,由于可见光通过瓷层到达内部的树脂时强度有所衰减,所以在整个聚合过程中需照射贴面的不同位置和区域,平均每颗牙大约耗时 2min。

待粘结材料完全固化后即可进行随后的精修和抛光操作,在这之前彻底去除多余的粘结材料可以大大减少工作量,缩短椅旁时间。

(三)精修和抛光

磨光程序最好在×2～×4 倍的放大镜协助下完成。待树脂完全固化后以碳化物邻间隙雕刻刀(carbide interproximal carver)或金质刀片(gold foil knife)切除多余的部分。将直头碳化物精修钻轻插入龈缘下,沿贴面-基牙的界面移动以去除龈下多余的树脂。操作须在大量喷水的条件下进行,切忌干打磨,否则产生的热量会影响树脂粘结材料的性能。去除树脂的过程中应注意避免

损伤基牙的釉质或瓷面。树脂去除干净后检查边缘，确定贴面与龈下的釉质形态保持连续和平滑的过渡。如果不满足要求，用细粒的金刚砂尖仔细去除多余部分的瓷体直至二者形成流畅的汇合。

以上操作完成后，选择精修金刚砂钻用于牙体/树脂/陶瓷界面的精修。贴面的抛光依次使用陶瓷抛光尖和无纹橡皮杯（配合使用金刚砂研磨膏）。操作时将橡皮杯的边缘伸至自由龈边缘下并不断移动，使贴面-树脂-牙体界面获得高度的抛光，以避免微生物和牙菌斑的滞留。每颗牙的最后抛光大致需要 5min 或更长的时间。邻间区应以适当颗粒的复合树脂抛光带清洁、抛光。检查邻间接触区，观察牙线是否能顺利通过并且不出现卡线或撕断。

（四）舌侧修整

以球形金刚砂钻去除贴面舌侧-釉质界面的多余树脂。评价瓷边缘，必要时用细粒金刚砂石精修。再次用毡轮、网纹橡皮杯或陶瓷抛光轮蘸取金刚砂研磨膏抛光。依次以金属抛光带和复合树脂抛光带清洁邻面接触区并用牙线检查。

（五）咬殆评价

确保贴面在做各种轨迹的运动中不与对颌牙发生早接触，这对采用贴面覆盖切缘修复的病例尤为重要。如果所有前牙的切缘均被贴面覆盖，则必须估计出准确的殆关系。理想的情况是下颌骨做自由轨迹运动时将殆力分散于尽可能多的牙齿，避免由某个贴面的延伸部分承受所有载荷。这也能降低贴面断裂的概率和对殆牙过度磨耗的潜在危险。必要时还可应用夜间防护装置以避免患者睡眠时出现类似问题。

（六）外形修饰

为了达到美观协调，贴面可于粘固的几天后（树脂已完全固化）进一步精修外形。在此阶段，贴面已相当坚固，操作相对容易进行。贴面的外形修饰以细粒的金刚砂钻进行，随后使用陶瓷抛光轮和（或）金刚砂抛光膏抛光。

三、对患者的指导

（一）72h 内医嘱

树脂粘结后到固化完全至少需要 72h 的时间，在这段时间内，要注意避免咀嚼任何坚硬的食物，尽量食用较软的食品，避免过冷或过热的温度刺激；酒或某些药物漱口液可能影响此阶段的树脂粘结材料，所以也应避免使用。

（二）保养

1. 瓷贴面的常规清理。瓷贴面的常规清理工作是必要的，至少由保健员每 4 个月清理一次（禁止使用超声洁治或喷砂系统）。可按正常方法使用圆头软毛牙刷和牙线清洁。如果牙菌斑清洁仍不彻底，可使用机械牙菌斑去除装置。保持无菌斑附着的状态对修复体的使用寿命、牙齿及其支持组织的健康是十分有益的。

2. 牙膏应选用研磨剂较少和氟化物含量较低的类型。

3. 尽管贴面比较坚硬，但仍应避免过大的切割力和不良习惯（如咬指甲、咀嚼铅笔等），避免用贴面修复的牙齿切割硬糖块、冰块或软骨。

4. 进行体育运动时应使用柔软的丙烯酸口腔保护器。

5. 口腔漱洗。酸化的氟化物含漱液能够损伤贴面的抛光面，应避免使用。氯己定含漱液虽然也可能造成贴面的染色，但去除相对容易。

（章非敏）

参 考 文 献

1 王 剑，万乾炳．印模精度的影响因素．国外医学口腔医学分册，2005，32(4)：317－319

2 Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, *et al*. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. J Prosthet Dent, 2005, 93(2): 129－137

3 Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, *et al*. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. J Prosthet Dent, 2003, 90(6): 563－570

4 Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, *et al*. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. J Oral Rehabil, 2002, 29(9): 805－809

5 Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. J Prosthet Dent, 2000, 84(4): 425－431

6 Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. J

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

Prosthet Dent,2001,85(6):551—557

7 Janda R,Roulet JF,Kaminsky M,*et al*. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. Eur J Oral Sci,2004,112(3):280—285

8 Stappert CF,Stathopoulou N,Gerds T,*et al*. Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. J Oral Rehabil,2005,32(4):266—272

9 Garber DA. Rational tooth preparation for porcelain laminate veneers. Compendium, 1991, 12 (5): 316, 318,320

10 Hui KK,Williams B,Davis EH,*et al*. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. Br Dent J,1991,171(2):51—55

11 Hahn P,Gustav M,Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. J Oral Rehabil, 2000, 27 (12): 1024—1029

12 Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, *et al*. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. J Prosthet Dent, 2000, 83 (2): 171—180

13 Hekimoglu C,Anil N,Yalcin E. A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: effect of incisal edge preparation. J Oral Rehabil, 2004, 31 (3):265—269

14 Walls AW,Steele JG,Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers. Br Dent J,2002,193(2):73—76,79—82

15 Brunton PA, Wilson NH. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. Br Dent J, 1998,184(11):553—556

16 Brunton PA,Aminian A,Wilson NH. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. Br Dent J,2000,189(5):260—262

17 Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, *et al*. Porcelain veneers: a review of the literature. J Dent,2000,28(3):163—177

18 Dumfahrt H,Gobel G. Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. J Prosthet Dent,1999,82(3):281—285

19 Burke FJ,Fleming GJ,Nathanson D,*et al*. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. J Adhes Dent,2002, 4(1):7—22

20 Saygili G,Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. J Oral Rehabil,2003, 30(7):758—764

21 Chang JC, Hart DA, Estey AW, *et al*. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. J Prosthet Dent,2003, 90(1):18—23

22 Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. J Prosthet Dent, 1996,75(2):129—134

23 Aykent F,Usumez A,Ozturk AN,*et al*. Effect of provisional restorations on the final bond strengths of porcelain laminate veneers. J Oral Rehabil, 2005, 32 (1):46—50

24 Usumez A,Ozturk AN,Usumez S,*et al*. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. J Oral Rehabil,2004,31(2):160—165

25 Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, *et al*. Curing efficiency of various types of light-curing units. Eur J Oral Sci,2004,112(1):89—94

26 Emami N, Soderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. Eur J Oral Sci, 2003, 111 (6): 536—542

27 Friedl KH,Schmalz G, Hiller KA,*et al*. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". Oper Dent, 2000, 25 (1): 26—32

28 Watts DC, Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. Dent Mater,1999,15(1):39—45

第6章 Chapter 金属冠修复

冠(crown)是覆盖着牙冠轴面和切缘、𬌗面的一种固定修复体，患者不能自行摘下和取戴。根据其覆盖牙冠轴面的多少不同，可分为部分冠和全冠。

与牙体缺损其他修复体相比，冠修复体与牙体的接触面积大，固位力强，对牙齿保护作用好。冠可用于各种牙体缺损的修复，也是固定义齿修复的主要固位体。就其结构和使用材料的不同可分为：金属冠、非金属全冠和金属非金属混合全冠。因所用材料不同，其适应证、牙体制备与制作方法也各有不同。

金属冠主要用于后牙，有后牙铸造冠、锤造冠和 CAD/CAM 金属冠。

非金属全冠主要有树脂全冠和瓷全冠。

金属与非金属联合全冠主要有烤瓷熔附金属全冠和金属-树脂联合全冠。

第一节 冠修复体的固位

冠修复体的固位是指冠修复体抵抗脱位的能力。冠的脱位有轴向的和非轴向的。轴向的脱位力通常有三种：黏性食物、局部义齿的取戴；施于牙尖斜面上侧向力的分力；医生施于冠修复体上的脱位力。所有的修复材料包括牙本质均有一定程度的可弯曲性，这种可弯曲性可造成粘结剂的崩裂，如存在制备牙体形态上的不利因素，可造成冠修复体的非轴向脱位。

一、冠修复体的固位力

冠修复体的固位力主要依靠冠的内壁与制备体之间的摩擦力、约束力和粘结力获得，关于这三种固位力在本书第 4 章已详述。冠修复体的固位力大小主要与制备完成后基牙的轴壁聚合度、𬌗龈高度、颈部直径、粘结面积、粘结剂性质及辅助固位型的应用等有关。Kaufman 研究了基牙颈部直径、轴壁聚合度和𬌗龈高度对全冠固位力的影响，发现当其他条件相同时，固位力的增加与基牙颈部直径的增大成直线关系，与𬌗龈高度的提高成正变关系，但非直线关系。通常认为冠内壁与制备体之间越密合、基牙的轴壁聚合度越小、𬌗龈高度越高、颈部直径和粘结面积越大，则冠的固位力也越大。

修复体与牙体表面紧密接触是产生摩擦力的先决条件，修复体粘结面与牙体组织越密合，固位力越好。同时，粗糙的制备牙体表面与修复体粘结面可因微小倒凹的存在而产生锁结作用，以增强固位。

二、制备体与冠固位

(一)轴壁聚合度

轴壁聚合度(total occlusal convergence，TOC)是指制备体轴壁向𬌗方形成的聚合度。轴壁相互平行可增加修复体对牙体的约束力和摩擦力，有利于全冠固位。然而，完全平行的轴壁是不实际的，因为粘结过程中粘结剂难以溢出而增加了𬌗面及边缘处的粘结剂膜厚度。但𬌗向聚合度越大，固位力越差，因为聚合度增大后，摩擦力、约束力及粘结面积均明显下降。如果制备体的聚合度超过 30°，则很容易丧失固位力。Jorgensen 测

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

试了轴壁聚合度与固位力的关系，发现当基牙颈部直径和𬌗龈高度一定时，随着轴壁聚合度从5°逐渐增大到45°，固位力呈直线下降，聚合度为5°的全冠的固位力是10°冠的2倍。因此，临床上常常要求在轴壁制备2°～5°的𬌗向聚合度。

在理想的实验条件下，采用人工材料（非天然牙）时，7°的聚合度显示为最佳，此时粘结剂膜厚度最小、固位力最强。然而，在口内要获得均匀的7°的聚合度而不产生倒凹、不损伤邻牙是不可能的，在临床情况下人眼不能区别0°与10°的聚合度。许多研究表明大量临床成功的后牙制备体的平均聚合度接近20°。由于视野清晰程度及进路难易不一，牙体解剖形态各异，以及观察聚合度的方法不同等，颊舌向的平均聚合度大于近远中向，下颌牙的平均聚合度大于上颌牙，磨牙的聚合度大于前牙，而前牙则大于前磨牙，固定义齿基牙的平均聚合度大于单个冠的牙体制备。

Weed 等、Smith 等、Noonan 和 Goldfogel、Ohm 和 Silness、Annerstedt 等报道的平均 TOC 在12.2°～27°，取决于牙体制备是在实验室还是临床。考虑到实验室及临床牙体制备时均能达到、与其他牙体制备设计配合时可达到适当的抗力，Sillingburg 等近来建议聚合度最好在10°～22°之间。

（二）𬌗龈径（OC）

𬌗龈高度大者，不但提供的固位面积大，增加了摩擦力，修复体对牙体的约束力也大，抗𬌗向脱位力及对抗侧向旋转力的作用加强。𬌗龈高度过低者，如果全冠轴壁不够密合或者是轴壁聚合度过大等，修复体𬌗面的一侧受力时，以一侧冠边缘为支点旋转，因对侧无牙体组织阻挡而容易脱位（图6-1）。

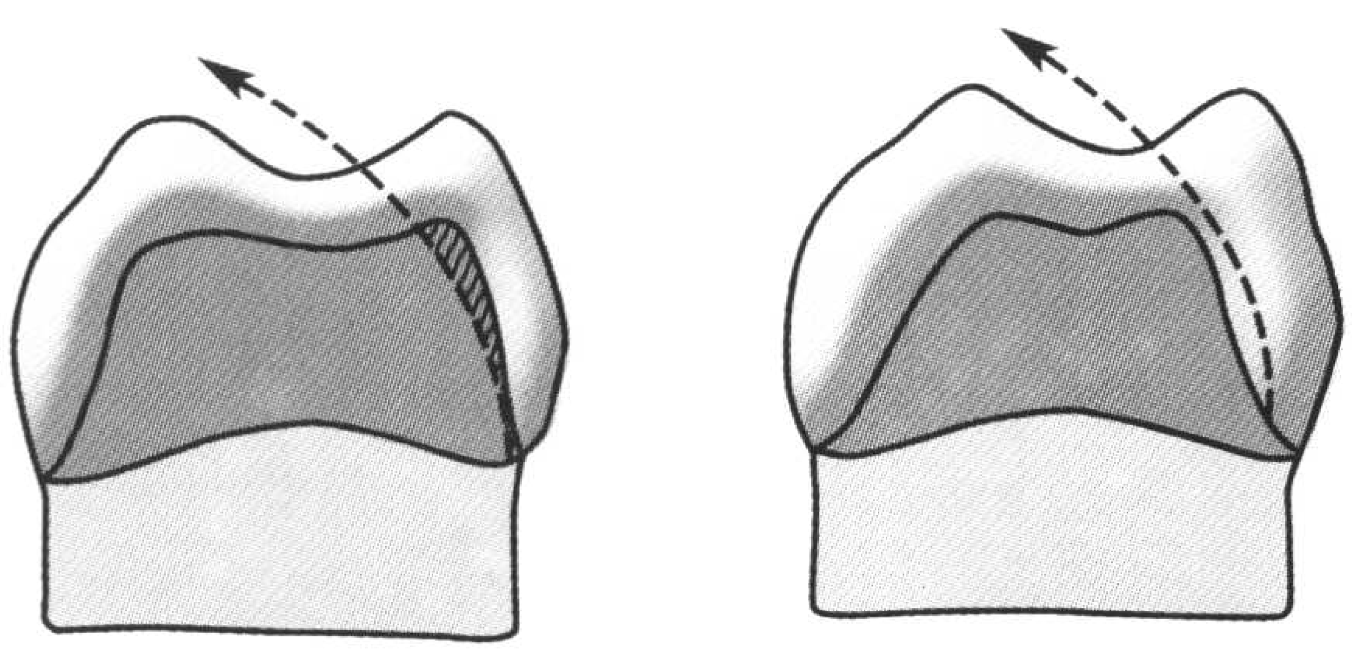


图6-1　轴壁聚合度对全冠脱位的影响

临床上应特别注意𬌗龈径与聚合度间的关系，临床冠越短，聚合度应越小。如果临床冠过短，难以获得适当的固位，则应用核恢复临床冠的长度，或行临床冠延长术，或采用针、沟等辅助固位型。

临界聚合度（critical convergence angle）为理论上全冠将丧失固位力与抗力的最小聚合度。Parker 等对于临界聚合度的研究提示：直径10mm的磨牙，𬌗龈径（OC）为3mm时，小于17.4°的聚合度（TOC）可获得适当的抗力；𬌗龈径（OC）为1mm、2mm时，相应需要小于5.8°、11.6°的聚合度（TOC）方可获得适当的抗力。由于17.4°的聚合度（TOC）是一个临床可达到的聚合度，因此，𬌗龈径（OC）的最小值应为3mm。

由于后牙通常较前牙制备有更大的聚合度（TOC），更大的直径，同时𬌗力也比较大，因此建议其𬌗龈径（OC）的最小值应为4mm。不能达到最小𬌗龈径（OC）时，应增加额外的抗力型，如沟、箱型等。

总之，临床上聚合度在10°～20°时，切牙及前磨牙的切/𬌗龈高度最小应为3mm；磨牙的𬌗龈高度最小应为4mm。

（三）𬌗龈径（OC）/颊舌径（FL）比值

对于297个冠在其代型上的脱位抗力评价发现：不管牙体制备型及其尺寸如何，96%的切牙、92%的尖牙、81%的前磨牙具有适当的脱位抗力，其中一个重要的原因是由于它们均具有适当的OC/FL比；而仅有46%的磨牙拥有适当的脱位抗力，由于其FL径大而OC径小，较低的OC/FL值造成其脱位抗力较差。

图6-1中阴影部分代表牙体的阻挡区，在同样𬌗龈高度和轴壁𬌗向聚合角的情况下，转动半径小者阻挡作用大，这就是临床上磨牙全冠修复体脱落比前磨牙常见的原因。在这种情况下若要减小旋转半径，如增加颈部肩台，减小轴壁聚合角，增加辅助固位沟、洞，尽可能保存牙尖、𬌗缘嵴等，可增加全冠修复体抗旋转脱位力。

理论计算提示：OC/FL＝0.1时，TOC应＜5.8°；OC/FL＝0.2时，TOC应＜11.6°，OC/FL＝0.3时，TOC应＜17.4°，OC/FL＝0.4时，TOC应＜23.6°，方可获得适当的抗脱位力。由于临床上聚合度在10°～20°之间，因此，建议OC/FL应＞0.4。

（四）牙制备体轴面形态

自然的牙齿轴面形态，其颊邻、舌邻线角对于全冠修复体的旋转脱位有较强的抵抗能力，图 6-2 中黑色区域表示牙体组织抵抗旋转的阻挡区。如果牙体制备后制备体呈圆形，则不能抵抗全冠修复体的旋转。因此，牙体制备时保存颊邻、舌邻线角是非常重要的。牙体制备后牙齿缺乏自然的轴面形态（圆形的牙齿）时，应通过在轴面增加沟或箱型，以增强修复体固位。

（五）辅助固位形

1. 沟固位形是嵌入牙体表面的半圆形固位形式，沟的一侧不被牙体组织包围，常作为 3/4 冠的邻面轴沟。它具有较强的抗水平移位及抗𬌗向脱位的作用。其优点是牙体磨除少，切割表浅，可根据需要改变沟的方向和长度。

2. 箱固位形的固位力大于沟固位形，但磨除牙体组织多。在冠制备体的轴面或𬌗面制备冠内箱固位型，对抵抗冠的脱位也相当有效。

在制备体聚合度过大时，如果牙体组织有足够的余留量，可通过在轴壁上制备尽可能平行的沟固位型或箱固位型，以增强固位力。

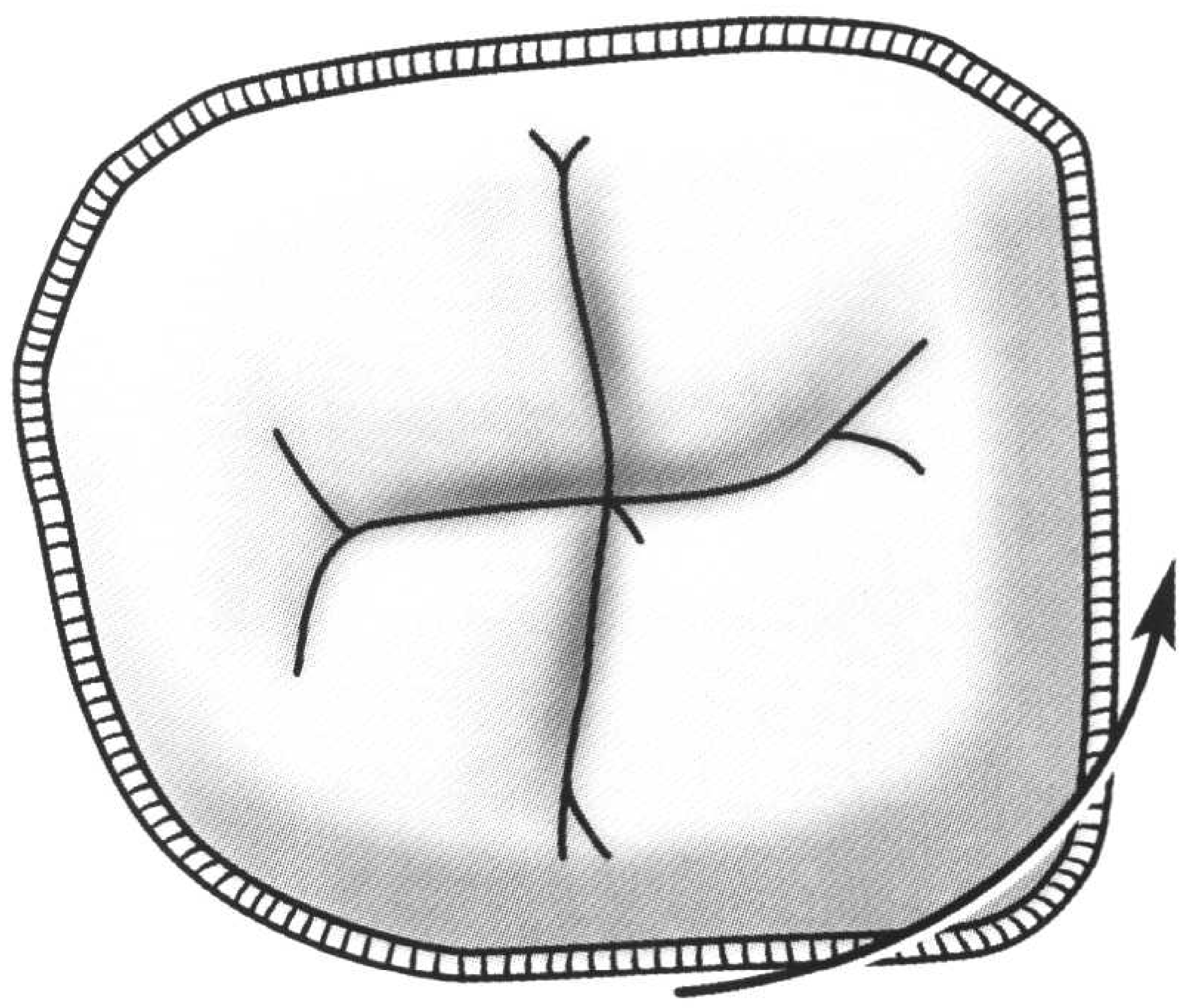


图 6-2 轴面形态对全冠旋转脱位的抵抗

由于牙齿颊舌向受力，在邻面制备轴沟较在颊舌面制备轴沟更能改善制备体的抗力。Zuckerman 应用数学模型分析显示：与制备体𬌗面制备成平面相比，将制备体𬌗面制备成斜面可增强制备体的抗力。

第二节 冠修复体的应力分析

全冠的设计包括制备体形态的设计与修复体形态的设计。不同的形态设计，对𬌗力作用下修复体内及剩余牙体组织内的应力分布产生不同的影响。

一、制备体形态对应力分布的影响

（一）制备体𬌗面形态

制备体𬌗面磨除的形态对于𬌗力的分布有一定的影响。制备体𬌗面磨成平面者，修复体内的应力水平稍低于按解剖形态制备的𬌗面。但为了使修复体𬌗面具有良好的咀嚼功能，要求牙制备体𬌗面应制成类似解剖形态的牙尖斜面。

为了获得较高的咀嚼效能，修复体需恢复较陡的牙尖，然而较大的牙尖斜度易于产生杠杆作用，传导侧向力至牙周支持组织。由于牙周支持组织对于侧向力的抵抗力差，过大的侧向力易于造成牙周支持组织的损害，因此应尽可能避免牙尖过高和过陡。

在特定的𬌗力作用下，𬌗接触的总面积越大，在任何一点上的应力越小。随着𬌗接触次数的增加，𬌗力分布于较多的点，因而降低了局部的应力。同时较多的接触点其切割、磨研功能强，利于咀嚼。因此，不应通过恢复过高过陡的牙尖来增强咀嚼效能。冠修复体的𬌗面与对𬌗牙建立良好的𬌗接触关系，同样可以增进咀嚼效能。

（二）轴壁聚合度

制备体的轴壁聚合度不仅可影响修复体的固位，在𬌗力作用下对冠修复体内的应力水平亦有很大影响。光弹应力分析发现：随着制备体轴壁聚合度增加，修复体内的应力增高。𬌗聚合度大于 7.5°时，修复体内的应力明显增高。因此，从增进冠修复体固位与降低修复体内应力这一角度来看，制备体的轴壁应尽可能平行。然而，平行的轴壁，在修复体粘结过程中，由于粘结剂溢出受阻，粘结剂液体的静压存在，易于造成修复体就位不全。这一方面使修复体的固位力下降，同时，不

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

同粘结剂膜的厚度，使修复体分布殆力的能力降低。因此，在增进修复体固位、降低殆力作用下修复体内应力水平的同时，为了方便修复体的就位，制备体的轴壁的聚合度应不超过 7°。

二、冠设计对应力分布的影响

（一）冠邻面设计

冠修复体邻面接触区的形态、位置、大小对于殆力作用下施于修复牙及邻牙牙周支持组织的力有较大的影响。如果邻面接触区的位置不正确，偏向颊侧或偏向舌侧，殆力经修复牙及邻面接触区的传导而转换成颊向或舌向的力施于邻牙，这种持久的颊舌向力有可能造成牙齿的移动。因此，修复体邻面的设计应恢复牙齿正常的、生理的邻面接触状态。

（二）冠边缘设计

为了保证冠修复体的边缘封闭，防止继发龋齿，冠修复体的边缘必须保持其完整性。修复体的边缘设计不仅影响修复体自身的边缘强度，同时还影响着殆力作用下边缘区的应力分布，其边缘设计应能有效地通过边缘牙体组织将殆力传导至剩余牙体组织及其牙周支持组织，而不至在边缘处产生应力集中。应力分析结果提示：在加载状态下，圆钝内线角的台肩和凹面型边缘的应力分布优于羽状边缘及台肩斜面型边缘的应力分布，与尖锐 90°角的台肩相比，圆钝内线角的台肩其应力明显降低。Farah 采用有限元法对第一磨牙全冠制备采用凹面型边缘、羽状边缘及肩台型三种不同边缘设计进行了比较，亦发现凹面型边缘设计对牙体和全冠的应力分布最均匀。

无论修复体的边缘设计如何，在修复牙承受载荷时，边缘区粘结剂内将产生张应力，有时这种张应力可超过粘结剂的拉伸强度，而产生粘结剂的破碎。制备体轴壁聚合度越大，粘结剂内的张应力越高。增加修复体的边缘厚度，可减小这种张应力。因此，为了增强修复体的边缘强度，降低边缘区粘结剂内的张应力，有利于殆力的传导与分布，修复体的边缘应有一定的厚度，避免尖锐的线角，以防止应力集中。

第三节　金属全冠

全冠是将牙冠殆面（切缘）、轴面全部覆盖的一种修复体，在各类固定修复中，全冠修复占的比例最大。金属全冠是指用合金材料制成的全冠修复体，按其制作方法不同，有铸造全冠和锤造全冠两大类。由于美观的原因，金属全冠主要用于后牙，锤造全冠由于其自身强度及边缘密合度较差，现已很少在临床使用。金属全冠修复磨除牙体组织少，制作简单、价廉，易于提供支托窝、导平面、倒凹等用于可摘义齿修复，并可通过加焊以改变其表面形状。其惟一的缺点是其外观差，颜色与天然牙不协调。

一、金属全冠的适应证

（一）适应证

1. 因龋坏、外伤等原因造成后牙牙体大面积缺损，采用充填或其他修复方法难以获得足够的固位与抗力者。

2. 为防止牙齿的劈裂，可采用全冠修复，如隐裂牙、根管治疗后的无髓牙等。

3. 后牙存在殆关系、邻接关系不良，或牙冠形态、位置异常，需要以修复体恢复正常解剖外形、殆关系及邻接关系者。

4. 固定义齿的固位体。

（二）年龄

通常冠修复没有年龄上的上限与下限。但随着年龄的增加，牙齿变脆，在冠修复的制备设计中应加以考虑。刚萌出不久的牙一般不宜做冠修复，通常应延期至 16 岁以后。年龄对于冠修复的影响取决于髓腔的大小、牙冠萌出的程度与患者的合作程度三个主要因素。冠修复需要进行一定的牙体制备，如患者年龄小、髓腔大、不能合作，则不宜施行冠修复；但如患者牙齿萌出后不久即有龋坏，二三年后由于继发性牙本质的产生，其髓腔可能比 16 岁未损伤牙的髓腔还要小，如患者口腔卫生状况良好，此时其龈缘位置已不再改变，只要患者能够合作，亦可以做永久性冠修复。同时，患者的髓腔也不可能在其 16 岁生日那一天突然变小，因此，对于患者髓腔的大小的评价应主要基于

X线片的结果。

二、铸造全冠

铸造全冠是用牙科合金材料铸造而成的全冠，它通常以金合金、镍铬合金、钴铬合金、18-8不锈钢、银合金等材料铸造而成。由于人们对美观要求的提高，目前它主要用于后牙。铸造全冠的外形及厚度可根据牙体缺损、殆关系及邻接关系状况加以调整，且可根据需要增加轴沟、箱型、针洞等辅助固位型，以获得良好的固位。

(一)铸造全冠的设计要点

全冠修复前，应对全冠所用的材料、固位形、辅助固位形、边缘形态与位置、殆关系及殆力的大小、粘结材料等作出恰当的设计，并对其预后作出评估。

1. 尽可能采用生物学性能及机械物理性能较好的金合金作修复材料，在不影响冠修复体强度及固位设计的情况下，尽可能减少对牙体组织的切割。金属厚度一般不能小于0.5mm，贱金属刚度大，厚度可以小于0.5mm，磨除牙体组织更少，但边缘密合度较贵金属稍差。选择合金材料时还应考虑到邻牙、对殆牙及口腔内其他修复体所用金属材料的种类和接触关系，预防修复后的异种金属所产生的微电流对牙髓的刺激及腐蚀问题。

2. 承受殆力较大的部位应增加厚度，以防止金属的变形。如为Angles I类殆时，后牙的殆面、上前牙的舌面、下前牙的切端应有适当的厚度。后牙功能殆时，后牙的功能尖处应有适当的厚度，而在尖牙保护殆时，后牙的功能尖仅在牙尖交错位时行使功能，因而其功能尖处不需要增加厚度。如果冠用于增加殆垂直距离，则殆面的磨除可减少。所有修复材料在使用中均会发生磨耗，其磨耗的速度取决于殆型、食谱、咬合习惯等。牙体制备前应注意牙齿表面的磨耗小平面，牙体制备量应足够，以防全冠磨耗穿孔。

3. 对于活髓牙的牙体制备，应保留基本的牙本质厚度以保护牙髓，此厚度取决于患者的年龄、牙本质的状况(如继发性牙本质的量)，以及制备体的类型。即使有良好的X线片，髓腔的大小有时也难以估计，因此临床上应尽可能减少对健康牙体组织的切割。当对殆牙为天然牙、殆力大、牙周支持组织差时，可适当减小殆面颊舌径，适当加深食物排溢沟，并注意殆力的平衡，以减小侧向力。

4. 殆龈距离短、牙冠小、轴壁缺损大时，可将全冠的边缘设计到龈缘以下，必要时可在制备体轴壁增加轴沟、箱型等辅助固位型，或施行冠延长术(crown lengthening)，并采用高强度的树脂类粘结剂，以增强冠修复体的固位。牙冠严重缺损者应考虑以根管桩、针固位，形成银汞合金核或树脂核后再做冠修复的牙体制备。

5. 冠边缘的设计应能使冠边缘表面与牙齿表面呈线性连续的连接，冠边缘处制备不足，将使冠的外形过突，冠边缘处易于牙石的沉积。老年患者牙冠长、冠根比例大者，宜将冠边缘设计在龈缘以上，适当增加全冠轴面突度，并增加与邻牙的接触面积。

6. 根据患牙位置、方向及邻牙情况设计就位道。邻牙的排列方向影响全冠的戴入，有时需磨改邻牙，或改变全冠的制备设计以改变戴入方向。如患牙原有水平型、垂直型食物嵌塞者，在全冠的外形设计上应考虑到食物流向的控制。

(二)牙体制备

全冠牙体制备的目的是磨除一定的牙体组织，制备出容纳金属厚度的间隙，使金属修复体具有一定的坚固性以抵抗殆力而不致变形；并去除牙体上的倒凹，使全冠可以顺利地戴入到制备牙体上。全冠的牙体制备，不仅要考虑到全冠的固位，更应考虑到冠修复体与剩余牙体组织的强度，使全冠修复后修复牙能长期行使功能作用。

全冠制备的基本原则是制备2°～5°殆向聚合度；磨牙殆龈高度＞4mm，其余牙＞3mm；殆龈与唇舌的厚度比≥0.4；尽可能保留唇邻、舌邻线角。如不能满足上述要求，应增加辅助固位形，如轴沟、箱状等最好置于邻面，并设计龈上边缘，点、线角应圆钝，制备牙表面有一定程度的光滑度，但不需要抛光。

1. **邻面制备** 邻面制备目的是与邻牙分离，消除患牙邻面的倒凹，制备出全冠修复材料所要求的邻面间隙。

制备时先用柱形金刚砂钻将轴面角处制备出足够的间隙，以保证全冠颊舌外展隙的外形。再从颊侧向舌侧沿患牙邻面与牙冠长轴方向磨切，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

直至消除邻面倒凹并制备出足够的间隙。磨切时应注意柱形钻的方向应与戴入道一致，𬌗向聚合度以2°～5°为宜（图6-3）。邻面制备应采用间断磨切手法，防止因水冷却不足，磨切产热而损伤牙髓。在磨切磨牙远中邻面时，为避免对𬌗牙影响涡轮机头及钻的位置与方向，可用较短的柱形钻进行制备，同时应控制好方向，防止𬌗向聚合度过大或形成肩台。

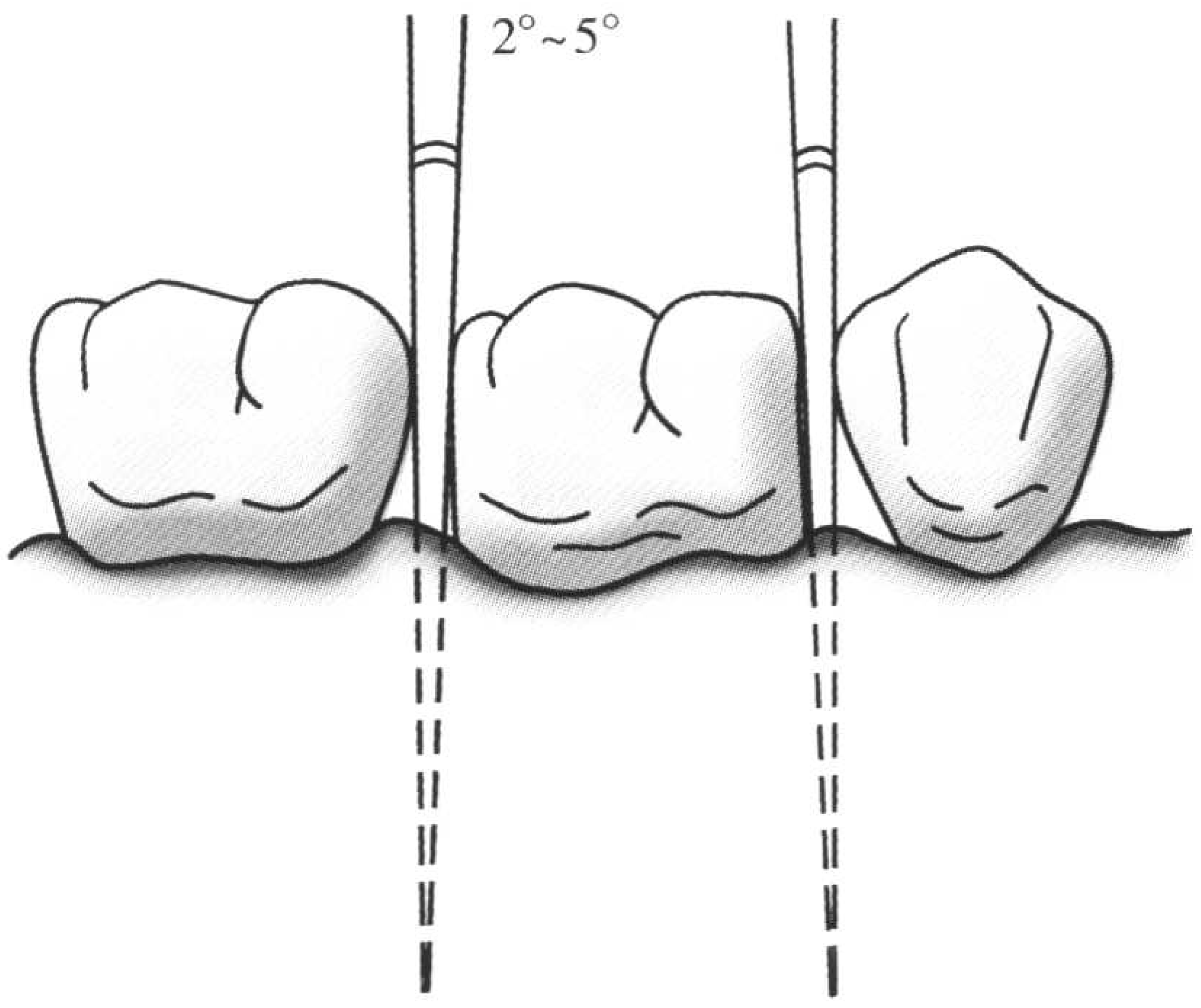


图6-3　全冠的邻面制备

邻面制备时，应特别注意不能损伤邻牙。在与邻牙分离时，宜选用较细的柱形钻，避免邻面接触点的直接磨切，保留部分邻面牙体组织，根据制备牙邻面的倒凹情况及全冠的就位方向，一次完成患牙的邻面制备（图6-4）。

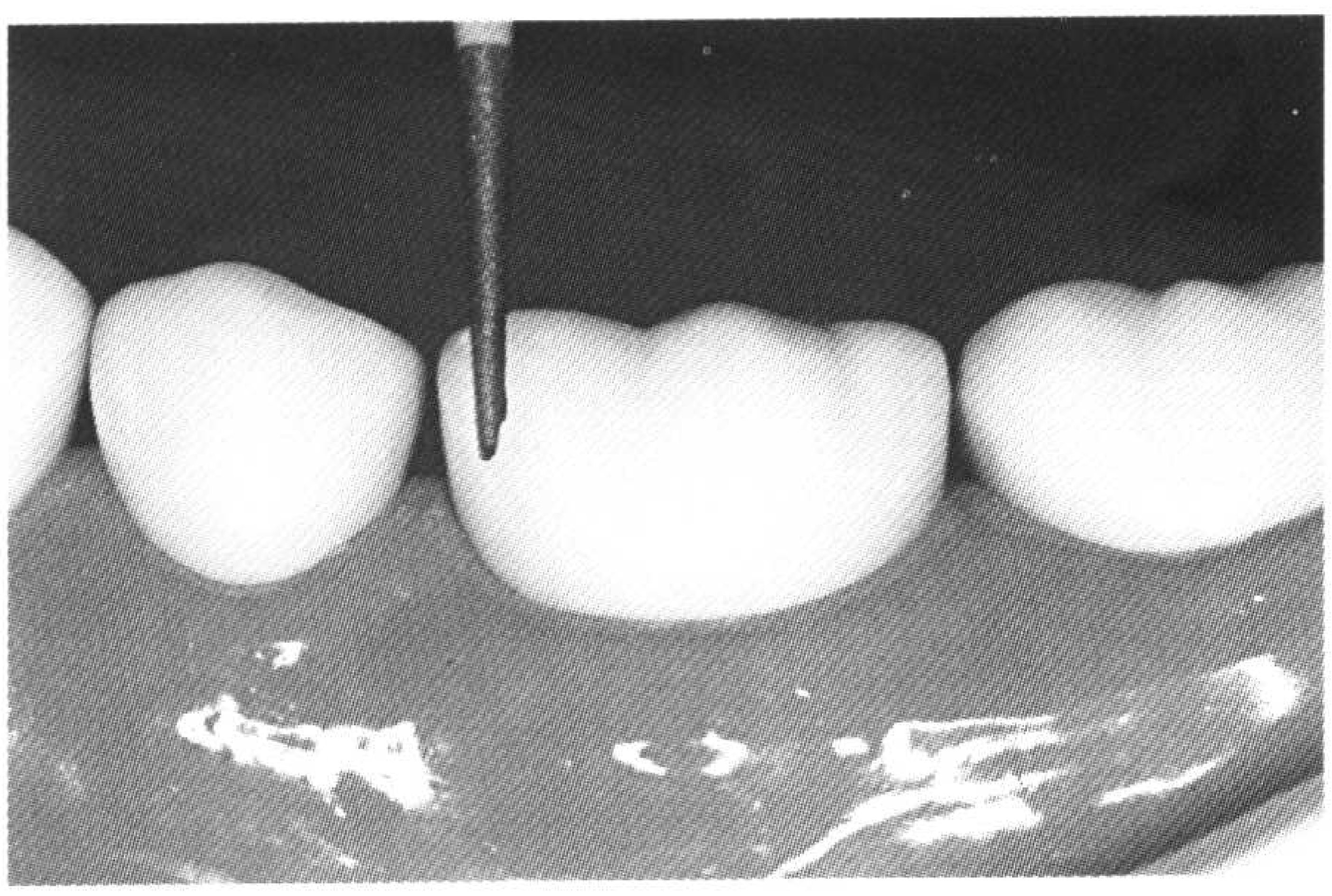


图6-4　邻面制备防止损伤邻牙

2. *颊舌面制备*　颊舌面制备的目的是消除轴面倒凹，使颊、舌面与就位道平行，将轴面最大周径线降到全冠的边缘处，并制备出金属全冠所需要的厚度。

采用已知锥度的圆锥形金钢砂钻以控制制备体的聚合度，制备时分两段进行，即先从颊、舌面外形高点到龈缘处消除倒凹，使轴壁与就位道平行，并保证冠边缘处应有的间隙。然后再从外形高点处到𬌗缘，顺着这部分牙冠外形制备出修复体足够的间隙，保持牙冠的正常外形及牙冠颊、舌沟外形，并注意咬合运动所需要的间隙（图6-5）。颊、舌面制备时，应特别注意上颌后牙舌尖的舌斜面与下颌后牙颊尖的颊斜面，在正中𬌗及侧𬌗运动时，均应有足够的空隙。如颊、舌面制备不足，会使全冠外形比天然牙大。

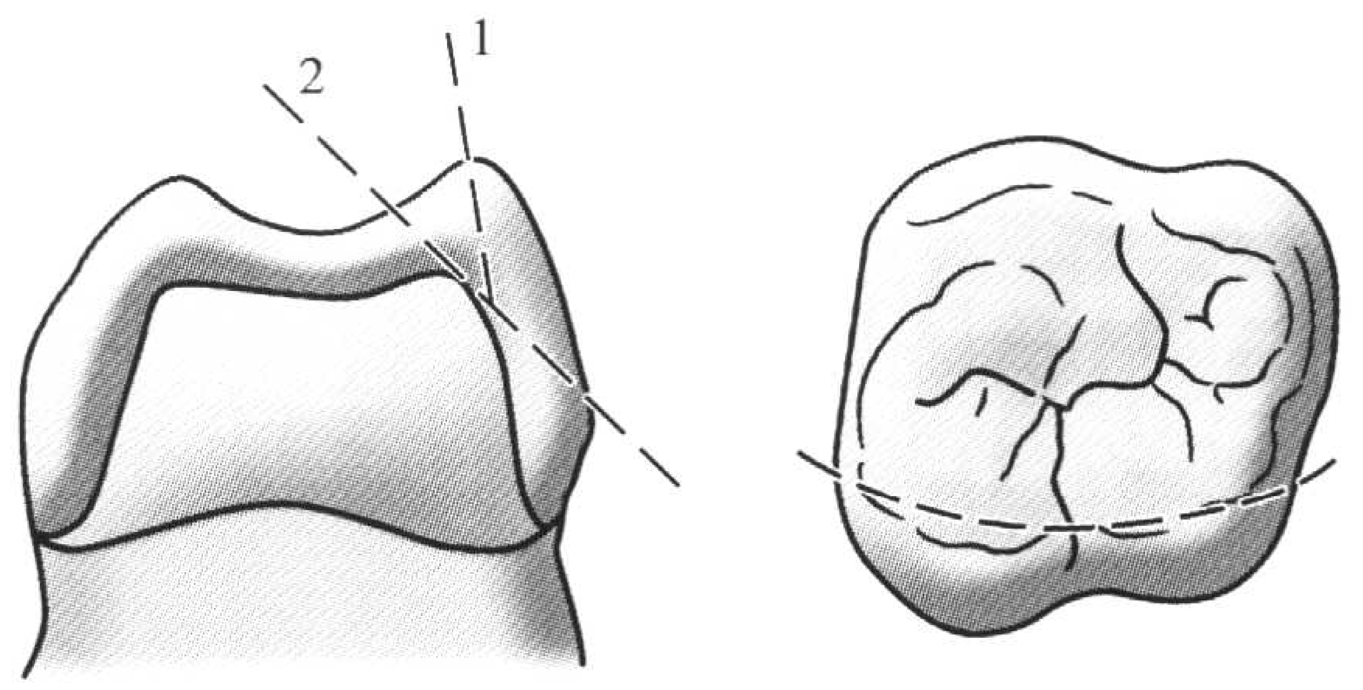


图6-5　铸造全冠轴面制备

颊、舌面轴壁应尽可能平行，或𬌗向聚合2°～5°。有时因牙冠解剖形态的限制（如下颌磨牙），造成较大的𬌗向聚合度时，应尽量使颊、舌轴壁的颈1/3相互平行，或采用辅助固位形（轴沟、箱型等）以增强固位。

3. *𬌗面制备*　𬌗面制备的目的是为铸造金属全冠提供𬌗面间隙，一般为0.5～1.0mm；并为修复体建立正常𬌗关系提供条件。𬌗面形态应与修复牙原𬌗面形态一致。𬌗面制备过多则会影响𬌗龈高度而影响冠的固位。牙体制备之前应仔细检查𬌗关系，如牙列中有伸长牙、𬌗曲线异常及𬌗干扰因素等应先做调𬌗处理，再做患牙𬌗面制备。

有研究发现：如果𬌗面的磨除量≤1.0mm，则会影响修复体𬌗面的边缘嵴高度、窝的深度及沟的深度与方向。𬌗面制备不足的修复体，特别是在临床调𬌗以后，常常具有相对较平的𬌗面。

𬌗面制备时，先用裂钻在颊、舌沟磨出深

0.5～1.0mm 的沟，然后依此沟为参照，按殆面解剖形态均匀磨切，并保持殆面正常外形。为防止制备过多或不足，必要时可用软蜡片或用咬合纸检查。注意在殆面制备后应保留原有的殆面正常形态，正中殆、前伸殆及侧殆时均应有足够间隙。轴面与殆缘交界处应磨圆钝。

殆面制备形态与全冠修复后的应力分布有关，若颊侧磨除过多，则舌侧的斜坡会增加牙冠的侧向力，而影响冠的固位与稳定。如殆面因缺损已有间隙，应按照铸造全冠殆面厚度检查间隙大小，不足者再做适当制备。大面积严重缺损者，宜先完成充填或做桩核后再做制备。

4. 颈部肩台制备　如为龈下边缘，为了避免损伤牙龈组织，使视野更清楚，在肩台制备前用排龈线或以无蜡牙线浸泡血管收缩剂压入龈沟内1～2min，待游离龈缘退缩、牙齿颈缘完全暴露后，再根据全冠边缘形态设计选用合适的钻沿牙颈部均匀磨切（图 6-6），边缘的形态取决于制备轴面时所用钻末端的形态（图 6-7）。

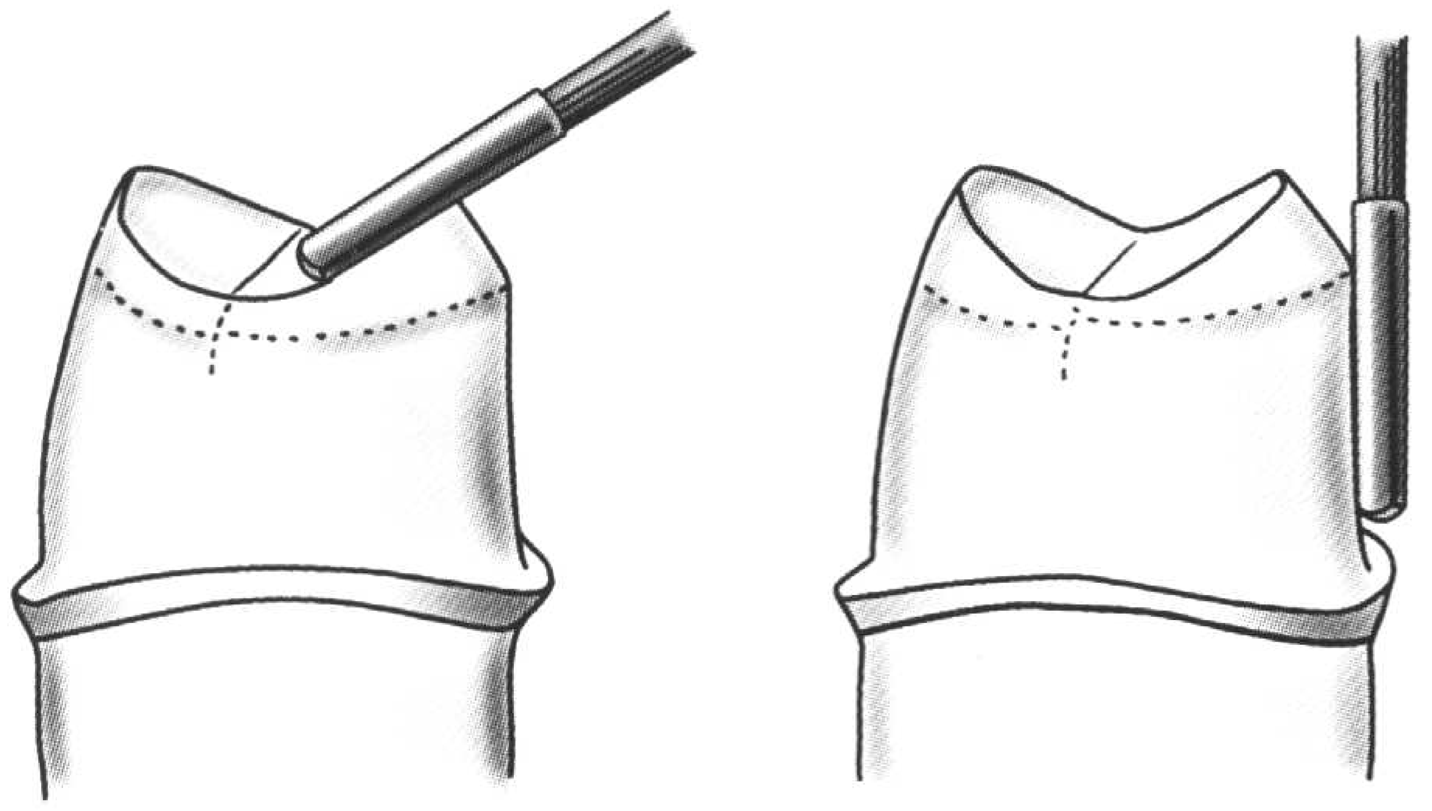


图 6-6　颈部肩台制备

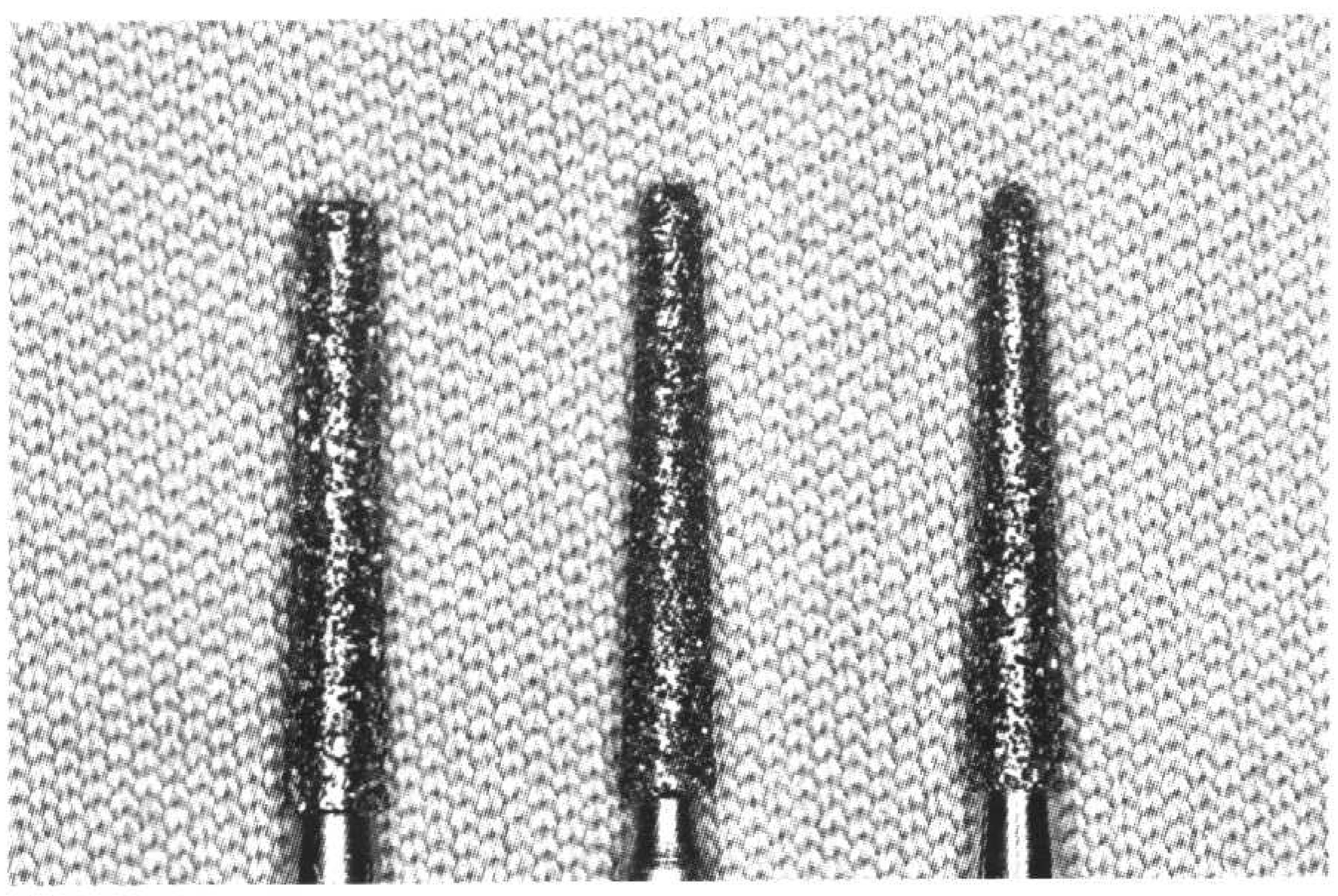


图 6-7　不同锥度、不同末端形态的金刚砂钻

由于凹面型边缘制备相对容易、具有适当的厚度，修复体边缘强度高，因此常被用于金属全冠修复体。制备时，可选用末端为圆形或圆锥形的金刚砂钻进行制备。凹面边缘的深度是由所采用合金强度需要决定，肩宽通常建议为 0.5mm。边缘应连续一致、平滑而无粗糙面和锐边。

5. 辅助固位形的制备　在磨牙殆龈径小，或牙冠呈圆锥形，难以获得足够的固位时，应采用辅助固位形以增强固位。

沟固位形是凹入牙体表面的半圆形固位形式，具有较强的抗水平移位及抗殆向脱位的作用。对沟固位形的制备要求如下：

（1）位置：如因磨牙殆龈径小，固位力差，应在邻面制备邻轴沟，其抵抗颊舌向脱位的能力较颊、舌沟强；如因颊、舌面殆向聚合度大影响全冠的固位，可在颊、舌轴面颈部制备轴沟，以减小颊、舌面的殆向聚合度，增强固位。

（2）深度：固位沟一般深度为 1mm，用细金刚砂钻刚刚磨切陷入牙体表面为宜，并且逐渐向颈部变浅，防止损伤牙髓。

（3）长度：沟长有利于固位，但受解剖条件的限制。牙冠短、修复体固位差者，可适当延长。

（4）方向：两条以上的沟制备应相互平行，而且应与修复体就位道一致。

（5）外形：沟的外形为近似的半圆形，防止在沟缘形成锐缘而造成釉质折裂，沟缘也不能形成浅凹而影响固位（图6-8）。沟的止端主要有两种

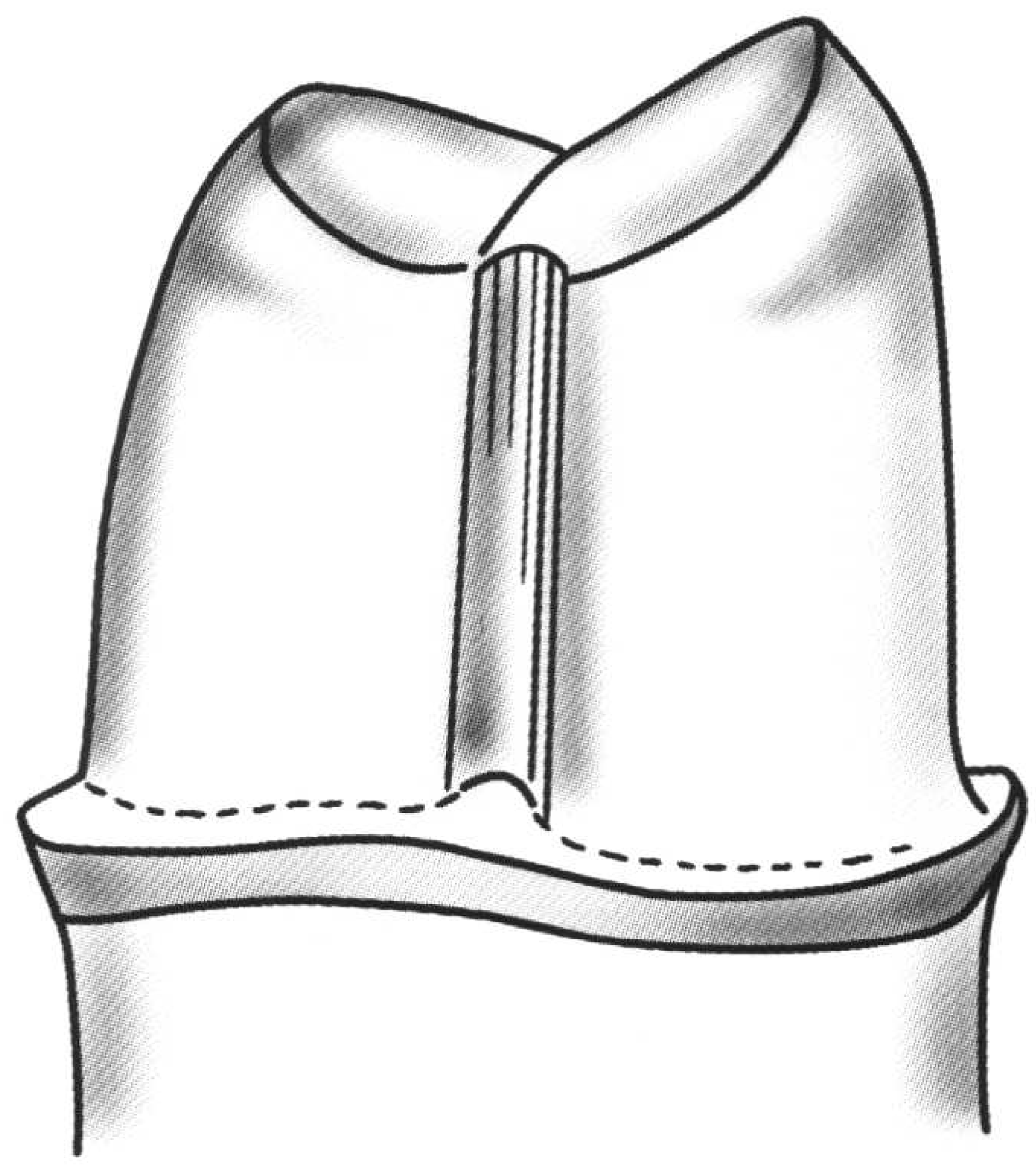


图 6-8　沟固位形的制备

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

类型即有肩台式无肩台式。前者固位力强，但易损伤牙髓，适用牙冠短者。后者不易损伤牙髓，固位力稍差，适用于牙冠较长者。

箱固位形的固位力大于沟的固位，但磨除牙体组织较多。如患牙的𬌗面或邻𬌗面已有龋坏或充填物，可制备箱状固位形，以增强全冠的固位。箱型制备的要求同嵌体洞形制备，其轴壁应尽量平行，且与全冠的就位道方向一致。

6. *精修完成* 各个面制备之后，用粒度较小的金刚砂钻沿颊、舌面至近、远中轴壁与龈缘线相连，并将颊、舌面与邻面间的轴角，以及𬌗面与轴面相交的线角磨圆钝。

金属冠的制备体尖角应圆钝，以免在下列过程中造成失败。如模型材料可能难以流入印模的尖角处，在印模的尖角处陷入气泡；在制作蜡型的过程中可能会损坏模型的尖角处；包埋料不能注入蜡型的尖角处，而在铸造中产生圆钝的内角，影响铸件的完全就位；难以完全去除尖角处的包埋料，而损伤铸件；粘结剂在尖角处的流动受阻，而增加了边缘处的粘结剂膜厚度。

(三)暂时冠的制作

在口腔修复临床上，通常有临时修复体(provisional restorations)和暂时修复体(temporary restorations)两种非永久性修复体。临时修复体一般使用时间较长，以便在进行永久修复体修复之前进行其他的治疗，如牙体、牙髓或牙周治疗，或进行一定时间的临床效果评价，如升高垂直距离时，通过临时修复体来判断患者对升高咬𬌗的适应能力。而暂时修复体使用时间较短，通常为1～2周，用于保护已制备的牙本质、保持外观、通过保持与邻牙的接触关系和𬌗关系以预防制备牙的倾斜和萌出。由于它是暂时的，一般可采用相对简单的椅旁技术制作、采用暂时粘结剂粘结。

理想的暂时修复体应满足下列要求：保护牙髓，位置稳定，易于清洁，边缘准确，抗磨耗，尺寸稳定，可作为修复治疗评价的辅助诊断，美观。

活髓牙在牙体制备后通常需要制作暂时冠，冠修复的成败与暂时冠的应用有很大的关系，然而暂时冠的重要性又是临床上被经常忽视的。临床上，有多种材料可用来制作暂时冠，如甲基丙烯酸自凝塑料预成冠，聚羧酸酯(polycabonate)甲冠、不锈钢或铝质的预成后牙暂时冠，以及多功能甲基丙烯酸单体(multi-functional methacrylic esters)的暂时冠桥修复材料，如Perfect TEMP II等。这些材料具有不同的理化性能和临床操作性能，临床上制作暂时冠的方法也有所不同。

应用自凝塑料制作暂时冠：牙体制备前，应用藻酸盐印模材料采取印模。牙体制备后，在制备牙体表面涂布凡士林，调拌自凝塑料，填入印模的制备基牙处，将印模重新戴入口内，待自凝塑料凝固至橡皮期，取出印模及自凝塑料暂时冠。材料完全凝固后，修整外形，调磨合适，布轮抛光。

应用预成冠制作暂时冠：在牙体制备后，选择合适的预成聚羧酸酯暂时甲冠或后牙不锈钢、铝质预成冠，调磨合适后，在制备牙体表面涂布凡士林，调拌自凝塑料，填入预成暂时冠的组织面，戴入制备基牙，待自凝塑料凝固至橡皮期，取出暂时冠，调磨合适后，用布轮抛光。

应用Perfect TEMP II等暂时冠、桥修复材料制作暂时冠：牙体制备前，应用藻酸盐印模材料采取印模。牙体制备后，将合适颜色的暂时冠、桥修复材料注入印模制备基牙处，将印模戴入口内，待材料初凝(约1.5min)，取出印模及暂时冠。材料完全凝固后，修整外形，调磨合适，布轮抛光。

暂时冠的粘结可采用氧化锌粘结剂、暂时冠、桥粘结剂或增强的氧化锌粘结剂，对于适合性较差的暂时冠，亦可采用聚羧酸或磷酸锌粘结剂进行粘结。暂时冠粘结后，应仔细地清除龈沟内的暂时粘结剂，否则龈缘的刺激和牙菌斑的积聚也可造成牙髓刺激或牙龈感染。

与其他材料相比，自凝塑料具有较为强烈的凝固产热反应、剩余单体可能存在的化学刺激，因而较易引起牙髓损伤。同时自凝塑料具有较大的聚合收缩，暂时冠成形后，常须调磨修改，方能完全戴入。因此，自凝塑料通常不宜用于暂时冠的制作。

基于多功能甲基丙烯酸单体的暂时冠、桥修复材料，如Perfect TEMP II等的主要成分为双酚A甲基丙烯酸缩水甘油酯(BIS-GMA)、二氧化硅、催化剂、稳定剂等。其多功能甲基丙烯酸单体的化学成分使其收缩时产热很小，对牙髓组织有利。同时，由于该材料仅有0.45%的凝固收缩，因而制作的暂时冠的适合性要优于自凝塑料。

(四)铸造全冠的制作

制作铸造全冠时，通常应采取全牙列印模。

如以局部托盘取印模，取模区的范围应至少包括患牙前后的 2 个以上邻牙。印模材料宜选用流动性好的、准确性高、变形小的硅橡胶印模材料，如无条件，也可用藻酸盐印模材料采取印模。

取印模前，应将制备过的牙面清洗干净，用硅橡胶印模材料采取印模时牙面应干燥，而用可逆性水胶体时牙面则应潮湿。如制备有龈下边缘，须用排龈线压入龈沟内 1～2min，使颈缘印模清晰准确。印模要求完整、清晰、无缺损，若患者𬌗关系不稳定，可做𬌗记录，𬌗记录可用硅橡胶、蜡、氧化锌膏等材料制作。

印模取好后，在 2%硫酸钾溶液中浸泡 5min，灌注人造石工作模型。为方便邻面蜡型的制作、蜡型边缘的修整及邻接点的恢复应制作活动代型。为补偿铸造合金的硬固收缩，保证铸造冠的顺利就位，可用专门的间隙涂料或指甲油在制备体的𬌗面及轴面均匀涂布一薄层，厚度约为 20μm，但应注意在制备体的边缘 1mm 内及制备肩台上不能涂布间隙涂料。在冠粘结时，此间隙也有利于粘结剂的顺利溢出，以避免咬合升高。

在制作蜡型之前，应利用蜡𬌗记录将工作模上简单𬌗架，以保证蜡型𬌗面的准确性，也可用于铸件完成后口内试戴之前的调𬌗。常规完成蜡型的制作、包埋、铸造及打磨。

(五)铸造全冠的试戴

全冠应顺利就位、具有足够的固位力、正确的外形、咬合及邻接关系，边缘与制备体密合。

1. *铸造全冠的检查* 将全冠冲洗干净，仔细检查是否完整，有无缺损、砂眼或缩孔，组织面如有金属瘤、包埋料等，应用砂石去除。经初步磨光的冠，以 75%乙醇消毒后方可在患牙上试戴。

2. *铸造全冠的就位* 制作良好的冠应可借助手指压力、患者轻咬或轻轻用牛角锤敲击即能沿就位方向戴入，铸造全冠是否完全就位，主要是通过全冠边缘及𬌗关系的检查加以判断。全冠应与制备的肩台密合无明显缝隙。若全冠龈边缘未到达设计的位置，可涂一层高点显示剂或衬一层薄型咬合纸、印模材料在全冠的组织面上，在制备牙上试戴。若有阻力区，即可在相应部位看到染色或暴露金属色，去除阻力区后再重新就位检查。若全冠边缘已到达设计的位置，应做咬合检查，以证明是否完全就位。因为在修复体边缘过长的情况下，可出现边缘就位的假象。

全冠在患牙上就位后不出现翘动现象，如果全冠组织面有支点，如存在金属瘤等；或一侧邻接过紧，改变了全冠的就位方向；或因石膏代型磨损，全冠的组织面变形出现支点等，全冠就位后会出现翘动现象，表示尚未完全就位。

全冠完全就位后，咬合应基本合适，或稍加修整即合适。如咬合过高，常由于全冠没有完全就位，故应先确定是否完全就位，然后进行调𬌗。

阻碍全冠就位的因素很多，常见的原因是牙体制备时，存在一定程度的倒凹，蜡型从代型上取下时外力使蜡型变形，致使全冠试戴时，不能顺利就位；其次是铸造时，全冠的组织形成金属瘤、粗糙面等；还有在取印模、灌注工作模时变形，蜡型蠕变变形，铸造收缩，牙颈部肩台不整齐、邻接过紧、边缘过长等原因均可造成就位困难。应仔细判断并加以调整，消除阻力后，一般可顺利就位。

3. *铸造全冠的边缘* 边缘适合性可通过眼睛及尖锐的探针检查。边缘不适合可能有三种情况，即有间隙、间隙过宽、间隙过窄。边缘过厚、边缘过薄均可造成牙菌斑附着，刺激牙龈增生或出现炎症。

均匀的边缘间隙常提示冠没有完全就位。如果部分冠边缘处有间隙，可能是由于过紧的接触点造成冠的不均匀就位，或者可能是印模或代型的变形。全冠完全就位后，与制备肩台不密合，边缘过短有间隙，探针可探入，应重新制作。

若冠边缘过宽，可对牙龈组织造成压迫，受压的牙龈组织出现苍白，患者有胀痛感，应做相应的调整。过宽的边缘应磨改，使探针经过时光滑。如果全冠的边缘过窄，没有达到制备牙体的边缘宽度，则全冠可能需要重新制作。

4. *铸造全冠的固位* 冠不应感觉太紧，过紧的冠在粘结时易产生就位不全造成边缘间隙。冠太松，或可以倾斜、旋转，这可能是代型隙料涂布过厚、包埋料膨胀过大，需要重新制作。

5. *铸造全冠外形及邻接关系* 修复体的外形应符合生理要求及解剖特点，其形态、大小应与对侧同名牙一致，与邻牙协调。各外展隙和邻间隙应清晰，有利于食物排溢和保持龈乳头健康。𬌗面、轴面外形应符合修复原则。

全冠就位后，应检查邻接面的位置是否正常，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

用牙线检查邻接的松紧，若牙线勉强通过说明邻接正常，若牙线通过无阻力，说明邻接过松，若牙线不能通过而又有胀痛感，说明邻接过紧。邻接过紧者，可通过磨改邻接区修正。若邻接过松，可用加焊的方法恢复正常邻接关系。

6. *调𬌗* 调𬌗应在全冠完全就位后进行，可结合咬合检查和患者的主诉确定，并磨除早接触点，使全冠在正中𬌗及非正中𬌗均有正常的咬合接触。

通常调𬌗应在全冠上进行，但如牙体制备不够、修复体厚度不够不可随便磨改，对颌牙有高尖，𬌗向伸长或尖锐边缘嵴等，在牙体制备时未加磨改者，可适当磨改对颌牙，如为活髓牙应做脱敏处理。对于对颌牙的磨改，应告知患者并征得患者的同意后方可施行。

(六)铸造全冠的粘结

全冠在试戴后，粘结之前应将表面高度磨光、抛光，以提高其耐腐蚀性和自洁作用。磨光、抛光的要求是：应在试戴完成后，𬌗关系、外形、邻接均满意之后进行；应遵循细砂轮磨平，橡皮砂轮、湿砂布轮磨光，干抛光布轮抛光，即由粗渐细的过程，不可省略中间的操作步骤。金合金用氧化铁抛光剂抛光，其他合金用氧化铬抛光剂抛光。

粘结是用粘结剂将铸造全冠固定在患牙上。粘结剂在全冠的固位中起着非常重要的作用。特别是在制备牙固位形、抗力形不佳，密合性不好的条件下，正确地选择粘结剂，准确地进行粘结操作，对修复体的固位十分重要。

1. *粘结剂的选择与使用* 粘结剂主要起封闭全冠与制备牙体表面间隙的作用，增加全冠对牙体表面的摩擦力，以增强两者间的结合强度。常用于铸造全冠粘固的粘结剂有：磷酸锌粘结剂、聚羧酸水粘结剂、玻璃离子粘结剂及树脂粘结剂。传统的磷酸锌粘结剂，可产生最小的粘结剂膜厚度，如制备体固位形良好，全冠密合，磷酸锌粘结剂足以满足全冠粘固的临床应用要求，但其酸性可能对牙髓有刺激。聚羧酸粘结剂具有较低的压缩强度、较大的粘结剂膜厚度、一定的吸水性，固化时 pH 值较低，与磷酸锌粘结剂相比，对牙髓的刺激小。如患牙的固位形欠佳，或全冠欠密合，则可采用树脂粘结剂粘固全冠，以增强其固位能力。但树脂粘结剂使用的前提条件是有足够的牙釉质或牙本质剩余。

2. *粘固前全冠的处理* 全冠在试戴满意后，应仔细清洗，去除油污、残留的抛光剂及切割碎屑。用75%乙醇消毒、吹干。若全冠固位不良，可应做如下处理：

(1)全冠组织面喷砂处理：处理前，全冠边缘应以胶布保护，用 80 目石英砂在 0.2～0.4MPa 的压力下喷砂，去除金属表面沾染物。

(2)电解蚀刻：根据不同金属选择相应的酸蚀液体和电流条件，电解蚀刻铸造全冠的组织面。

(3)金属表面激活剂、偶联剂的使用：可改善粘结剂对金属的粘结力。

若铸造全冠与牙体十分密合，粘固前可在全冠的组织面制备出一纵向溢出沟，以利于多余的粘结剂排溢，防止升高咬合。若修复体过薄，亦可在牙体轴壁上磨出一条纵行粘结剂溢出沟。

3. *粘结* 粘结前应将制备牙表面冲洗干净，以棉球或橡皮障隔湿，用75%乙醇消毒，以空气干燥牙面。调合粘结剂，分别放在全冠组织面和制备牙体的沟、针洞内，将全冠按就位道方向就位，用手指加压或用木棒轻轻敲击加压后，在𬌗面垫一棉卷，让患者紧咬。然后去除棉卷，仔细检查修复体边缘，确实完全就位后，再持续紧咬 3～5min。若用树脂类粘结剂，修复体就位后用小棉签、探针或牙线将多余粘结剂立即刮除，并仔细清理龈沟与邻间隙。

待粘结剂凝固后，以镰形刮匙和探针刮除修复体周围多余的粘结剂，必要时用小橡皮锥在口内磨光修复体边缘。粘结完成后，应再一次检查咬合，并对患者作铸造全冠使用的维护与卫生指导。

三、锤造全冠

锤造全冠(壳冠)是用有良好延展性的镍铬合金片或成品冠套，利用冲压和锤打方法制成的冠修复体，其厚度各处均匀一致，呈壳状，故称壳冠(shell crown)。

锤造全冠的固位力较强，坚固耐用，磨除牙体组织较铸造全冠少，制作工艺简单，设备要求低。适用于牙体组织缺损多、牙体𬌗面磨耗、食物嵌塞、纵折牙的修复。由于锤造全冠的边缘密合性差，易产生基牙的继发龋及牙周组织损害，现已很

少在临床使用。

锤造全冠的制作方法一般有两种：用成品冠套锤打冲压而成者为无缝锤造全冠，用金属片锤打后焊接而成者为有缝锤造全冠。

(一)牙体制备

1. *邻面制备* 邻面制备应消除倒凹，并制备出0.3～0.5mm的修复间隙。近远中两个轴壁应相互平行。在做邻面制备时，宜选用较细的金刚砂钻，顺邻面解剖形态磨除，以免磨除过多的牙体组织。

2. *殆面制备* 在制备前应先检查患牙的咬合情况。若已有间隙，可以少磨或稍加调整。若咬合接触正常，可用轮形或小青果钻制备殆面，磨出与金属片厚度相当的间隙，0.3～0.5mm。要求正中殆、前伸和侧向运动时的殆面间隙均匀一致，同时应保持一定的殆面形态和牙尖高度，以发挥较大的咀嚼效能，防止磨切过多造成修复体咬合过低。锤造全冠的殆面制备要求较高，难度较大，因为锤造全冠殆面无法调磨。

3. *颊、舌面制备* 可用柱形钻，顺牙长轴磨去颊、舌面的倒凹，将最大周径线降至龈缘处，但应保持颊、舌沟的形状，以便制作出的锤造全冠具有颊、舌沟，易于食物溢出，提高咀嚼效能。

4. *颈部制备* 颈部制备成刃状，边缘应均匀一致呈流线形，防止出现粗糙面和锯齿状颈缘。

5. *修整* 将各面相交的点、线角，用粒度较小的钻修整、磨圆，去除尖锐的点、线角。

(二)印模和模型

将制备好的牙体用水枪冲洗干净，选择合适的托盘，用藻酸盐弹性印模材料采取上、下颌印模，石膏灌制工作模型。锤造全冠的代型根部必须有一定长度，故工作模应有15～20mm的厚度。

(三)锤造

1. *无缝锤造全冠的制作*

(1)制作石膏代型：在工作模上用雕刻刀修整颈缘，并顺牙长轴向根部平行延长0.3～0.5mm。根据殆关系及邻接关系，加蜡恢复牙冠轴面外形突度和殆面解剖形态。锤造全冠要靠殆面边缘嵴轴面角处支持而不致下沉，故该处不应加蜡。若殆面边缘嵴处有缺损，也可加蜡恢复缺损。邻面加蜡后，用白合金片沿邻面插入，观察留出的间隙是否接近金属套冠的厚度。加蜡后应注意表面的光滑度，以免锤造全冠表面凸凹不平，影响外观和清洁(图6-9)。

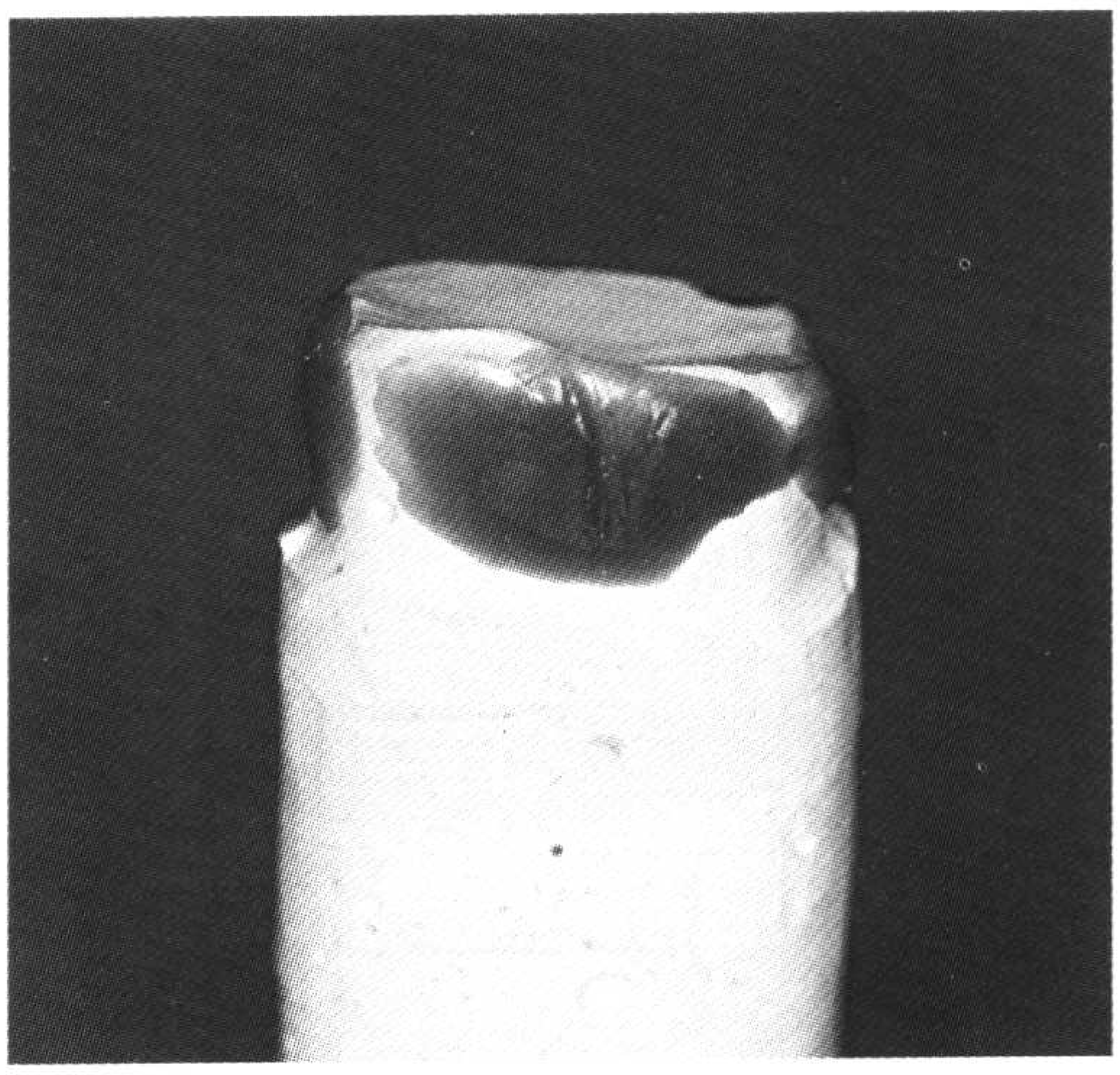


图6-9 石膏代型

将加好蜡的患牙模型连同底座从工作模型上锯下。将颈缘延长0.5mm至颈曲线以下，修成宽约0.5mm的内收斜坡，以利于冠的颈部缩紧成形，并作为冠锤成后修剪边缘的标志。斜坡以下，顺牙长轴方向延长1.5～2.0cm，修成直径略小于牙颈的光滑圆柱体，即为代型根部。代型根部必须与牙冠长轴方向一致，代型体部中线应与牙冠长轴重合。代型底部的平面应削成与牙长轴垂直。若代型弯曲，在锤打过程中，金属阳模容易折断。此外，代型的根部大小粗细应适宜，一般比牙颈部的周径大0.5mm。过大，则在冲压锤打时，冠的边缘受到阻力，易形成皱褶；过小，则代型易折断。

(2)制作金属阳模：金属阳模是用硬铅由石膏代型翻制而成，通常有两种制作方法：对半石膏阴模翻制法和橡皮圈三瓣石膏阴模翻制法。

对半石膏阴模翻制法：将修好的石膏代型放入水中浸泡或涂以肥皂水作分离剂，然后调拌石膏放入玻璃板上或橡皮盒中，推平，保持2～3cm厚度，将代型水平压入石膏中。埋入石膏内深度约为代型直径的1/2，压入方向是前牙唇面向下，前磨牙邻面和磨牙轴面角向下，且磨牙的殆面宜全部埋入，根部稍翘高。同时应注意使石膏分瓣交界线不在殆面中间，而在边缘处，便于修整金属阳模。待石膏凝固后，撬松并取出代型，修平阴模

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的薄边，以免分模时破碎。在石膏板两端做"V"形复位切口，将代型放回原位，使之与阴模贴合，并浸水或涂肥皂水作分离剂。调拌石膏盖满上部分，并保持一定厚度。待石膏凝固后，分开，取出代型，即成石膏阴模。一块石膏内可以并列几个代型。石膏阴模完成后，两瓣阴模须对准复位缺口，用手捏紧，将熔化的低熔合金(硬铅)注入石膏阴模内，凝固后立刻趁热分开，取出金属阳模，及时加以修整。同法灌注 2～3 个金属阳模。

橡皮圈三瓣石膏阴模翻制法：将橡皮圈放在玻璃板上，调拌石膏注入橡皮圈内，插入分离片，代型𬌗面向下垂直插入石膏内分离片的中央，但保持代型不与分离片接触，代型底部与橡皮圈齐平。待石膏凝固后，脱出橡皮圈，用刀沿分离片插入，将石膏分成三瓣，取出石膏代型，拼合完整后放回橡皮圈内，即形成石膏阴模。

橡皮圈石膏阴模制成后，将熔化的硬铅注入石膏阴模内。待凝固后，将金属阳模和石膏阴模同时从橡皮圈中脱出，并及时修整阳模，然后将三瓣石膏放入橡皮圈内拼合好，同法共制取 3 个金属阳模，分别以Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ作记号。

(3)制作缩颈分瓣阴模：熔化硬铅并注满于阴模钢圈内。将金属阳模Ⅰ用一层胶布包紧 4 个轴壁，并包至颈缘下 5mm，𬌗面不包，然后垂直插入钢圈的正中，至颈缘下 5mm。注入钢圈内的硬铅的温度不宜过高，否则可将插入的阳模熔化。在缩颈器阴阳模具上作标记待硬铅凝固后，在阴阳模上同时画上定位标志线，防止缩颈轴面成形时发生错位。将阴模钢圈拿起，用中锤锤击阴模钢圈的边缘(口径大的一端)，使硬铅阴模从钢圈中脱出，置于铁砧上，用锐凿将其劈成 3 瓣，各瓣大小最好大致相等，最后拼拢复位。

(4)制作金属阳模𬌗面阴模：熔化硬铅并注满于阴模钢圈内，将阳模Ⅱ𬌗面向下，垂直插入至牙冠的𬌗 1/3 处，以印取金属阳模的𬌗面阴模，并作标记。阳模一定要垂直插入，否则不利于锤打𬌗面。金属𬌗面阴模，也可在锤冠过程中，用金属阳模在软铅板上直接锤压印制。

(5)选择冠套：根据牙冠周径和长度，选择合适的冠套。冠套的内径应与阳模周径基本一致，过大易起皱褶，过小又易撑破。成品冠套通常有 6～17 号，必要时还可用压冠套机(图 6-10)冲压调整。成品冠套冲压后变硬，不易锤打成形，需进行退火处理，其方法是将冠套放于石棉坩埚内或旧石膏模型上，用热源直接加热，使冠呈橘红色(约 900℃)，再让其自行冷却而软化。

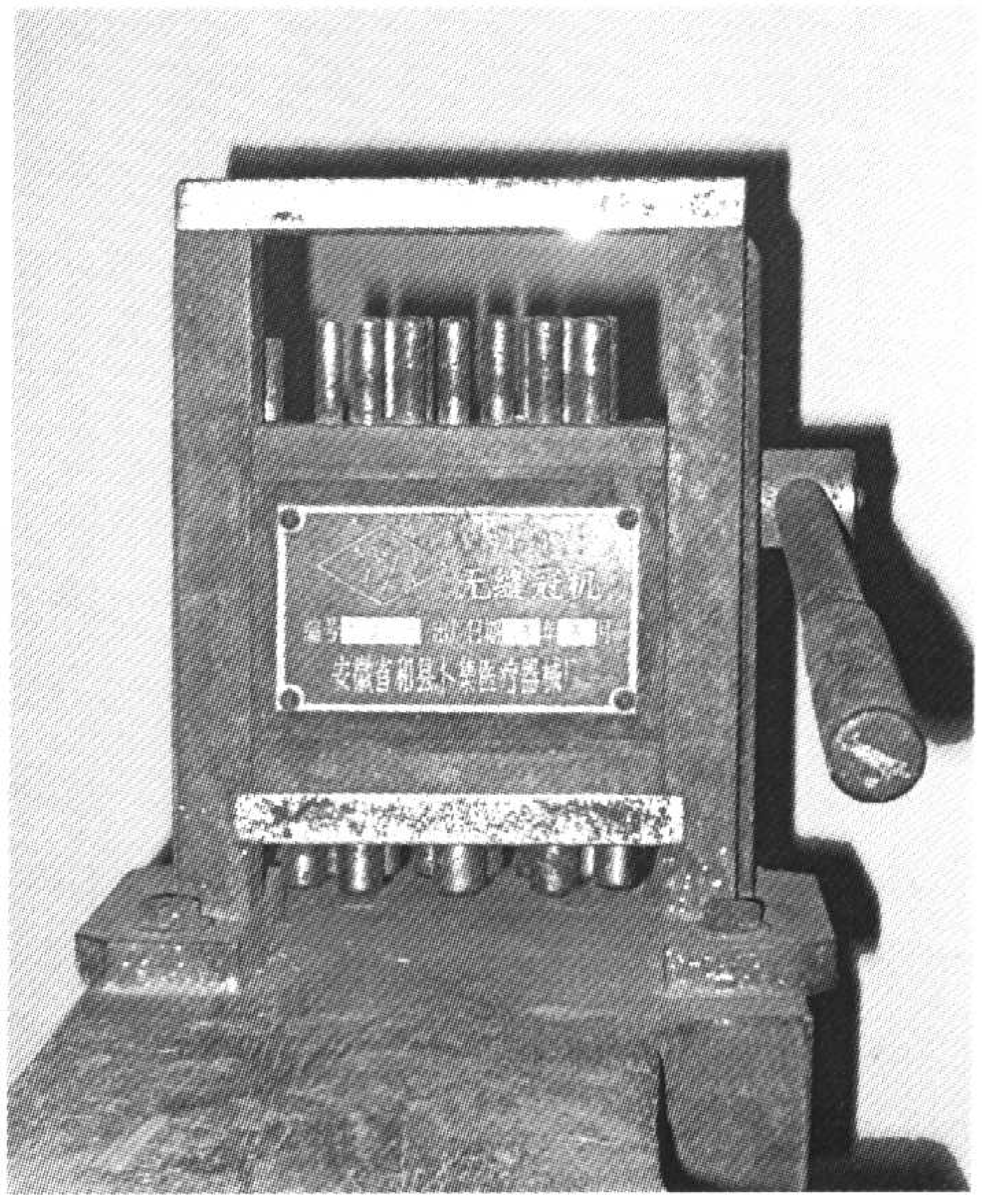


图 6-10　压冠套机

(6)冠的成形：将选好的冠套戴于金属阳模Ⅱ上，𬌗面垫以厚布垫，轻轻锤打阳模根部，使阳模牙尖与冠套接触。若为下颌前磨牙及磨牙，可在布垫上锤打后直接放在𬌗面阴模上锤打，形成𬌗面形态。若为上颌前磨牙，则冠套戴在金属阳模上后，应以小锤在邻面𬌗边缘处锤打，使圆形的冠套逐渐与扁圆的牙冠相适应。小锤应准确地落在冠套和轴面的线角上，将其打平，使冠套与阳模的𬌗边缘嵴接触，然后再放到𬌗面阴模上锤打，使𬌗面成形。最后再用小锤及沟窝成形器，参照代型锤打。𬌗面成形后，将金属阳模从冠套内熔去。

将冠套放在石膏代型上试戴，初步修剪颈缘，然后戴到金属阳模Ⅰ上，与分瓣阴模对准位置，一并放入阴模钢圈内。轻轻锤打阳模根部，使之完全就位。在分瓣阴模上放空心铁柱，使分瓣阴模受到冲压逐渐合拢，因而收紧冠的边缘，并使轴面成形。缩颈需锤打 2～3 次。第一次锤打要轻，以免形成皱褶。每次锤打后，取出戴有冠套的阳模，用小锤轻击，平整冠套在阴模分瓣处的皱褶。

冠套经过𬌗面、轴面成形和缩颈后，再与代型对照，查看尖、嵴、沟、窝及外形是否与代型相符

合，并进行修整。然后熔去阳模，清除冠内残渣，将内收斜坡处过长的边缘剪去或磨去。最后放在代型上试戴，检查边缘的长短和密合情况，进行磨改及调整。

(7)磨光：在锤造过程中，经过退火处理的冠，制成后要放在煮沸的清扫水中1min，去除表面的氧化层。用橡皮砂轮在冠表面轻轻磨光，并用干布轮或绒轮加氧化铬磨光。锤造冠因厚度有限，不宜采用砂石磨光，以免减小其厚度而影响冠的坚固性。

2. *有缝锤造全冠的制作*　无成品冠套或选不到合适的成品冠套，或无条件制作无缝锤造全冠时，可用镍铬合金片锤造和焊接的方法制作有缝锤造全冠。焊接方法较多，但常用的为轴面圈式焊接冠。这种冠由轴面圈和殆面板两部分焊接而成。

(1)轴面圈的制作：修整工作模上制备牙的龈缘和邻间隙，用细铜丝测量牙冠的周径和殆龈高度。按照测量值剪取梯形白合金片。梯形片的龈端较短，殆端较长。其高度与牙冠殆龈高度相当，长度比牙冠周径加长0.5mm，以备焊接时重叠。白合金片的两端锉成45°斜面，用圆柱钳或长鼻钳卷成筒状，使两端斜面相重叠。用焊镊夹紧固定，焊接成圈。依照模型上牙颈曲线修剪轴面圈的龈缘，轴面圈的焊口放在邻面，用成形钳、鹰嘴钳成形，在羊角砧或多角砧上锤打，或用工字尺顶敲，形成轴面外形并恢复邻接关系。也可采用金属阳模在软铅板上成形。轴面圈的殆边缘应较牙冠殆缘低1.0～1.5mm，而有咬合的部位则应再稍低一些，使焊缝避开咬合区，以避免承受殆力时脱焊。

(2)锤造殆面板：将已制好的轴面圈放在工作模的制备牙上，试戴合适后，加蜡固定，并恢复缺损和对殆牙的殆关系。雕刻殆面沟、嵴，留出白合金片占据的空隙。削去邻牙，修成带有轴面圈的代型。代型的颈缘以下的根部应较牙冠稍粗大，并形成台肩，以防止轴面圈下滑。然后用油泥制取带有轴面圈的殆1/3部分的殆面印模。罩上橡皮圈或纸圈，注入熔化的硬铅，翻制成金属阳模。再用金属阳模翻制金属阴模。剪大小合适的白合金片，置于阴、阳模之间，轻轻锤打。剪去或磨去外围的一部分，再一次锤打修整，形成殆面板，并放在代型上与轴面圈试合。

(3)焊接轴面圈与殆面板：将殆面板放于代型上，使之与轴面圈紧密贴合。去掉固定轴面圈的蜡，在焊接处加蜡固定。将轴面圈连同殆面板一起从代型上轻轻取下，用细铁丝捆扎固定。捆扎可采用"十"字交叉法，亦可只在轴面圈中央环绕一周拧紧，然后用直角钩镊夹紧固定。捆扎好后，先徐徐加热，使蜡熔化挥发。在冠内、外焊接处涂以焊媒，加热熔化焊媒后，再加上适量的焊金，并继续加热。当焊金熔化时，立即使冠旋转，让熔化的焊金能流到整个焊接处。浸水冷却，检查焊接是否牢固，合适后磨光、抛光。

(四)试戴、粘结

锤造全冠的试戴与粘结基本上与铸造全冠相同，但锤造全冠的厚度在轴面及殆面是均匀一致的，调殆较为困难。较小的咬合高点可调磨对颌牙，但如咬合过高，或对颌牙难以调磨，则应重新制作。

四、金属树脂联合全冠

金属树脂联合全冠由金属与树脂两种材料制作而成，为了美观的需要，树脂用于唇(颊)面和(或)殆面，而金属材料用于增强全冠的强度。金属树脂联合全冠可用于咬合紧、深覆殆患者的上前牙及前磨牙修复。常用的树脂材料有塑料、复合树脂、新塑钢(ISSOT)、超瓷(Artglass)等。

(一)牙体制备

唇侧、颊面均匀磨除1.5mm，颈部应有肩台；前牙切端磨除2.0～2.5mm，后牙殆面如需树脂覆盖，则需磨除2.0～2.5mm，如为金属殆面，则其制备同铸造金属全冠的殆面制备；舌面、邻面的制备要求与金属全冠相同。为了增强固位，可在邻面制备邻轴沟。

(二)金属部分的制作

同铸造金属全冠，采用铸造法制作。所不同的是：需要用树脂覆盖的部分应做固位装置，如做成倒凹、金属条状、锯齿形、固位珠、固位孔等。其目的是使金属与树脂之间有坚固的连接，防止树脂饰面脱落，但应注意尽量不显露金属以免影响美观。

(三)树脂部分的制作

将做好的金属部分在口内牙体上或工作模上试戴合适后，调殆、修整外形、磨光。根据所用树

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

脂材料不同，对需树脂覆盖的金属表面进行不同的处理，如喷砂、激活剂、偶联剂的使用等，以提高树脂材料与金属间的粘结力。采用遮色树脂覆盖金属表面，防止金属颜色透过半透明的树脂材料而影响美观。然后应用树脂恢复唇（颊）面和（或）殆面的外形，根据所用树脂材料不同，采用不同的固化方式（热、化学、光、热压等）固化树脂材料。

（四）试戴、粘结

金属树脂联合全冠的试戴、粘结与铸造金属全冠相同。

第四节 部 分 冠

部分冠是覆盖部分牙面的冠修复体。前牙只覆盖舌、邻面及切缘；后牙只覆盖殆、邻、舌面，颊面基本不暴露金属，因而较金属全冠美观。部分冠常采用沟、针固位形，固位较好，磨除牙体组织少，颈缘线较短，对龈缘刺激小，较全冠容易就位，粘结剂易溢出，因而粘结后冠边缘密合性好。

部分冠主要包括 3/4 冠、7/8 冠、半冠和嵌体冠等，均用铸造方法完成。部分冠的设计变化较大，但都基于一定的固位与抗力原则。其制作方法和步骤与嵌体基本相似，锤造开面冠亦属于部分冠，其制作方法与锤造全冠相似，因其唇面颈部暴露金属颈环，影响美观，现已很少采用。

一、3/4 冠

3/4 冠（three-quarter crown）是以铸造合金制作的覆盖前牙切端、邻面、舌面，后牙殆面、邻面、舌面的部分冠修复体，因此 3/4 冠实际覆盖了 4/5 的牙面。3/4 冠可用于咬合紧、殆力大、深覆殆、超殆小的前牙邻面或切角范围不大的缺损，及后牙殆面、邻面、舌面的缺损，不宜采用金瓷冠、全瓷冠等修复者，也可作为固定义齿修复的固位体。由于 3/4 冠的邻面轴沟（axial proximal groove）对其固位具有重要作用。如因唇舌径小、邻面缺损严重，无法在邻面制备邻轴沟，或唇颊面有较大面积龋坏、缺损者，均不宜采用 3/4 冠修复。3/4 冠磨除牙体组织较全冠少，修复体唇、颊侧的边缘远离龈缘，易于从唇、颊面测试牙齿的活力，美观上也优于金属全冠。

（一）前牙 3/4 冠的牙体制备

前牙 3/4 冠受力后，可出现三种脱位倾向，即向舌向、切向、及近远中向的旋转脱位，由于牙体的阻挡作用，前牙 3/4 冠无法向唇侧及根端方向移位。抗切向脱位主要依靠 3/4 冠与牙体间的摩擦力和粘结力，抗舌向及近远中向旋转脱位则主要依靠邻面轴沟与切端沟。因此，正确的牙体制备，对 3/4 冠的固位具有重要的意义。

1. *邻面制备*　邻面制备的目的是为 3/4 冠制备出足够的邻面间隙，消除倒凹，保证冠顺利就位。要求两邻面在切龈方向上相互平行或在切端方向稍聚合 2°～5°，方向与牙长轴一致，稍向舌侧倾斜。制备的间隙视邻面倒凹的大小而定，一般不少于 0.5mm。唇舌向与邻面外形一致，由于前牙唇面宽于舌面，在做邻面制备时，应顺邻面解剖形态磨除，以免磨除过多的唇面组织，而使唇面显露较多金属，影响美观。可根据牙冠的长短和倒凹大小决定 3/4 冠邻面龈边缘的位置。患牙牙冠短、邻面倒凹小者，冠边缘应止于龈缘，并制备出肩台。若临床牙冠长，倒凹大者，冠边缘可在龈缘以上，3/4 冠覆盖区内应无倒凹。

邻面制备以往多采用片切法，现多采用金刚砂车针直接进行邻面牙体制备，其优点是不易损伤周围软组织，容易控制磨切方向，并有喷水冷却以免磨切产热损伤牙髓。一般选用直径＜1mm 的柱状钻，先从邻面舌侧开始沿牙齿邻面解剖外形磨切，在开辟间隙的同时，消除邻面倒凹，直至邻面唇外展隙处，不应伤及邻牙邻面。

2. *切端制备*　前牙 3/4 冠的切端制备包括切斜面制备和切端沟制备。

（1）切斜面制备：切斜面制备的目的是使 3/4 冠切端部分能保护切缘，并使 3/4 冠有一定的厚度，而又尽可能少暴露或不暴露金属，使 3/4 冠修复体在前伸殆时无干扰。切斜面制备的要求是上前牙切斜面由唇侧斜向舌侧，下前牙由舌侧斜向唇侧，近远中方向形成平面，与牙长轴呈 45°角（图 6-11）。

制备时用轮形或柱形钻按前牙切缘的形态，上前牙向舌侧、下前牙向唇侧磨成与牙长轴相交为 45°的斜面。尖牙则磨成近中和远中两个斜面。切斜面宽度因牙冠唇舌径大小而异，磨切时

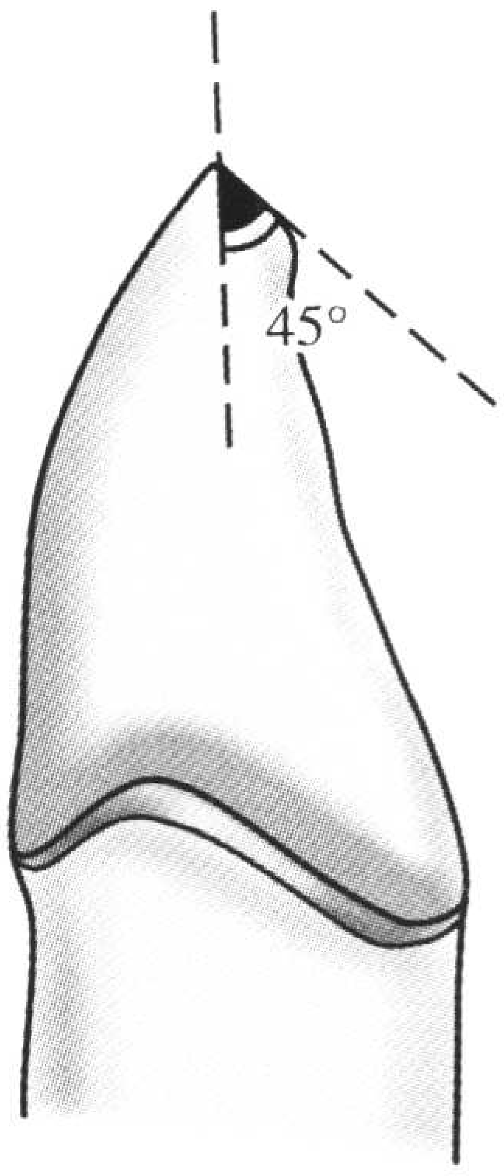


图 6-11 前牙 3/4 冠的切斜面制备

应注意不能损伤唇侧切缘，否则切端易显露金属，同时应检查在正中𬌗及前伸𬌗时，有 0.5mm 以上的修复间隙。

(2)切端沟的制备：切端沟位于切斜面内，其主要作用是加强阻挡舌向脱位作用，并与两邻面轴沟相连，构成环抱，增强固位作用。

切端沟的制备方法是在切斜面舌侧 1/3 处，做一顶角为 90°的沟(图 6-12)，沟的唇侧壁高度是舌侧壁的 2 倍，以保证唇侧尽可能少暴露金属。制备时可用小倒锥钻沿切斜面在唇舌向的正中部分由近中磨切至远中，形成"V"形沟，深入牙本质内约 1mm，其两端与邻轴沟相连。由于制备切端沟可能会消弱切端牙体组织的强度，且易在切端透过金属色，而邻轴沟已起到抗舌面脱位作用，因此切端沟的制备应根据临床具体情况而定，如患牙牙冠长度正常、固位力能满足临床要求、切端牙体组织较薄时可不制备切端沟。

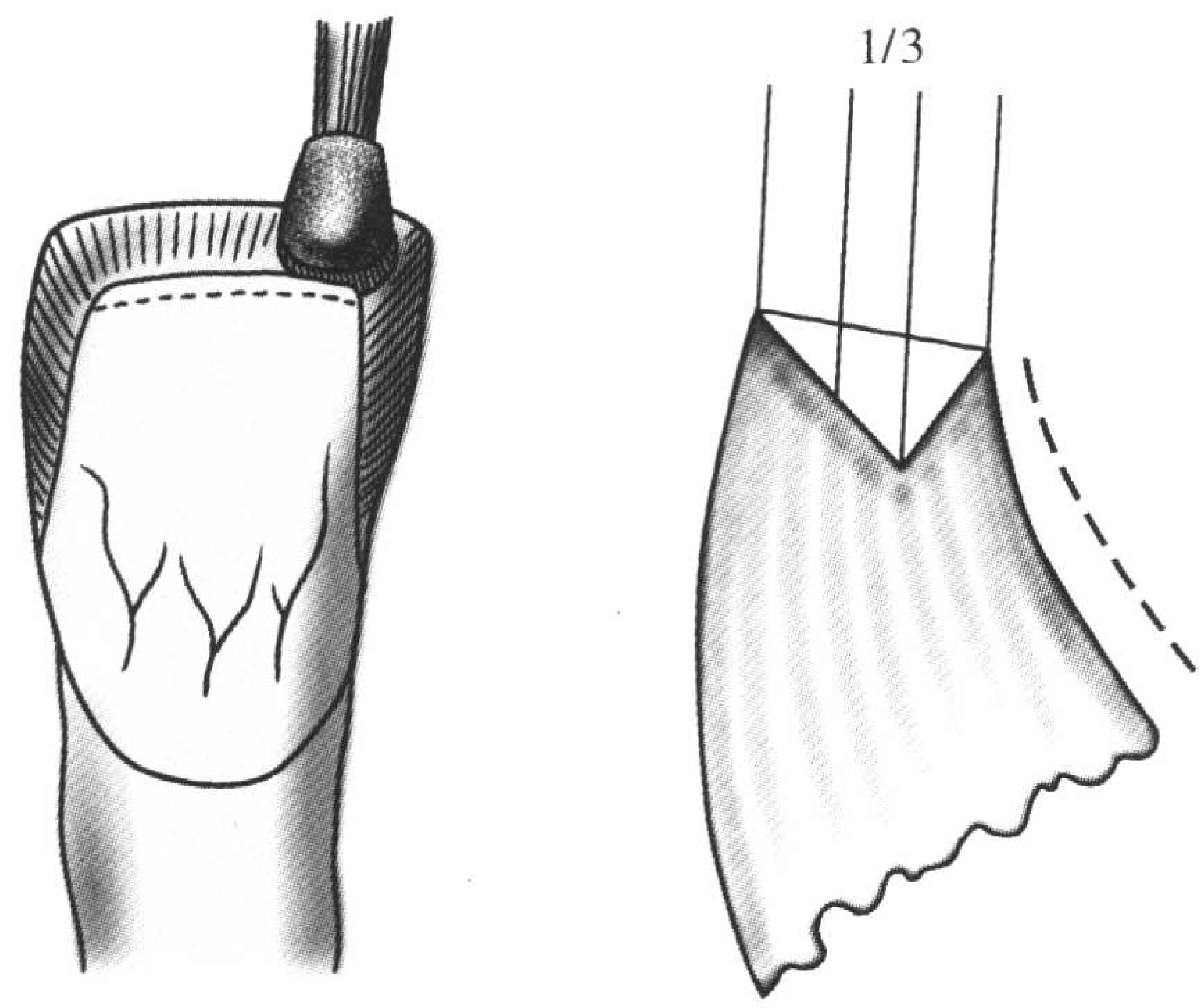


图 6-12 前牙 3/4 冠切端沟的制备

3. 舌面制备 舌面制备要求在正中𬌗、前伸𬌗时，患牙舌面有 0.5mm 间隙，轴壁上无倒凹。制备分两段进行。从切缘舌侧顺舌面解剖形态至舌隆突顶点，用轮形钻均匀磨除一层，使之形成凹形，并具有 0.5mm 以上的修复间隙。再用柱形钻，自舌隆突顶到龈缘顺牙长轴将舌面突出部分磨除，消除倒凹，并与近远中片切面相连续(图 6-13)。检查正中𬌗及前伸𬌗位，确保 0.5mm 以上的修复间隙。

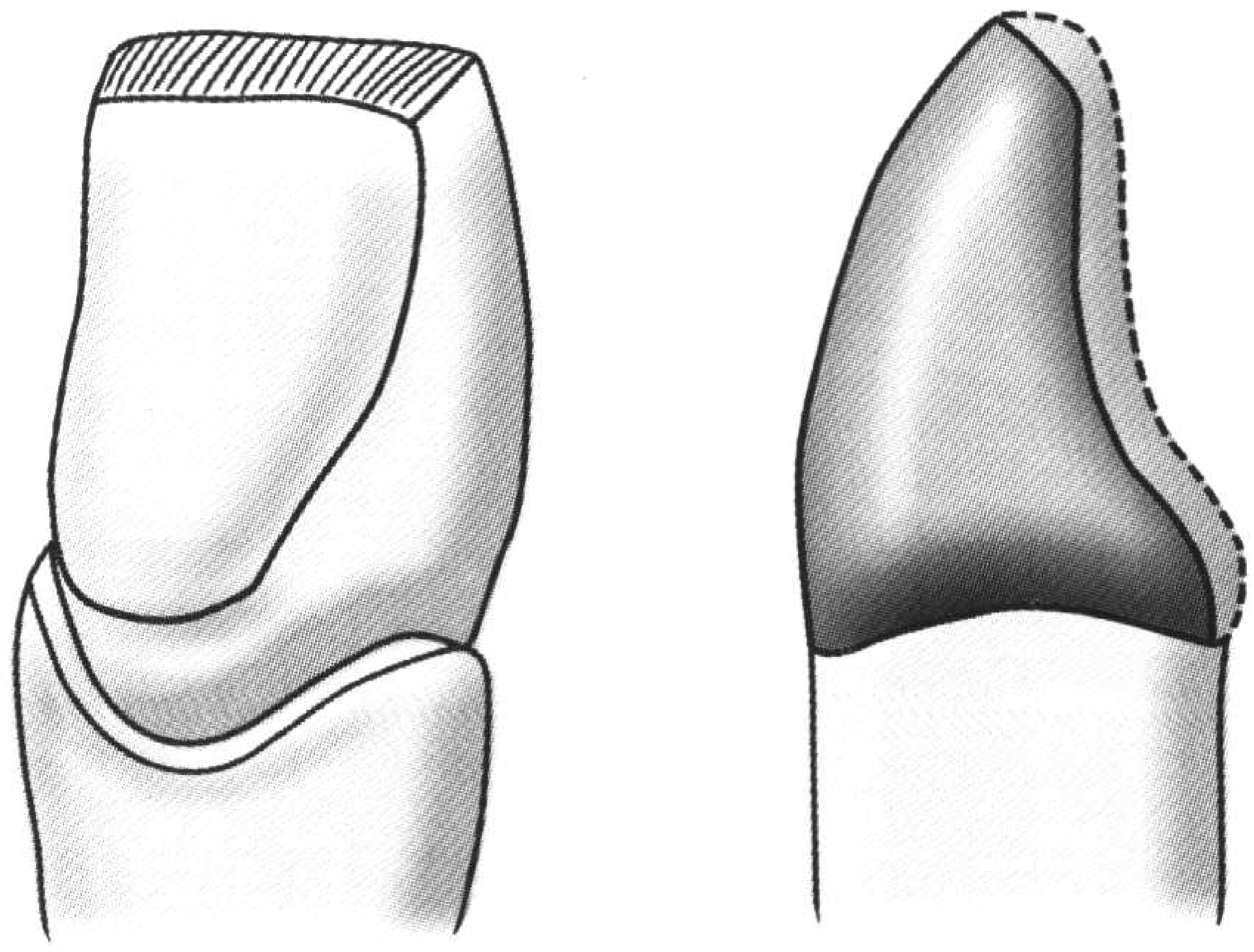


图 6-13 前牙 3/4 冠的舌面制备

4. 邻轴沟制备 邻轴沟的主要作用是阻止 3/4冠的舌向脱位，为使邻轴沟具有一定的长度，制备时应从邻切线角的中点开始，方向与牙冠唇面切 2/3 平行(图 6-14)，位于邻面唇 1/3 与中1/3交界处，以保证沟的舌侧壁有足够抗力形，同时也要注意唇侧壁不能过薄。邻轴沟的深度为 1mm，由切端向龈端逐渐变浅。其长度可根据牙冠的长度、倒凹情况和固位需要而定，沟越长固位越好，但应位于邻面制备面之内，两侧邻轴沟应相互平行，或稍向切端聚合。邻轴沟的外形横断面呈半圆形，近切端稍宽于龈端，以便于冠的就位(图 6-14)。邻轴沟的龈端可形成肩台，也可采取无肩制备。沟与邻面的线角应清晰而无明显棱角。通常可采用 700 号裂钻或细柱形金钢砂钻，进行邻轴沟的制备。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

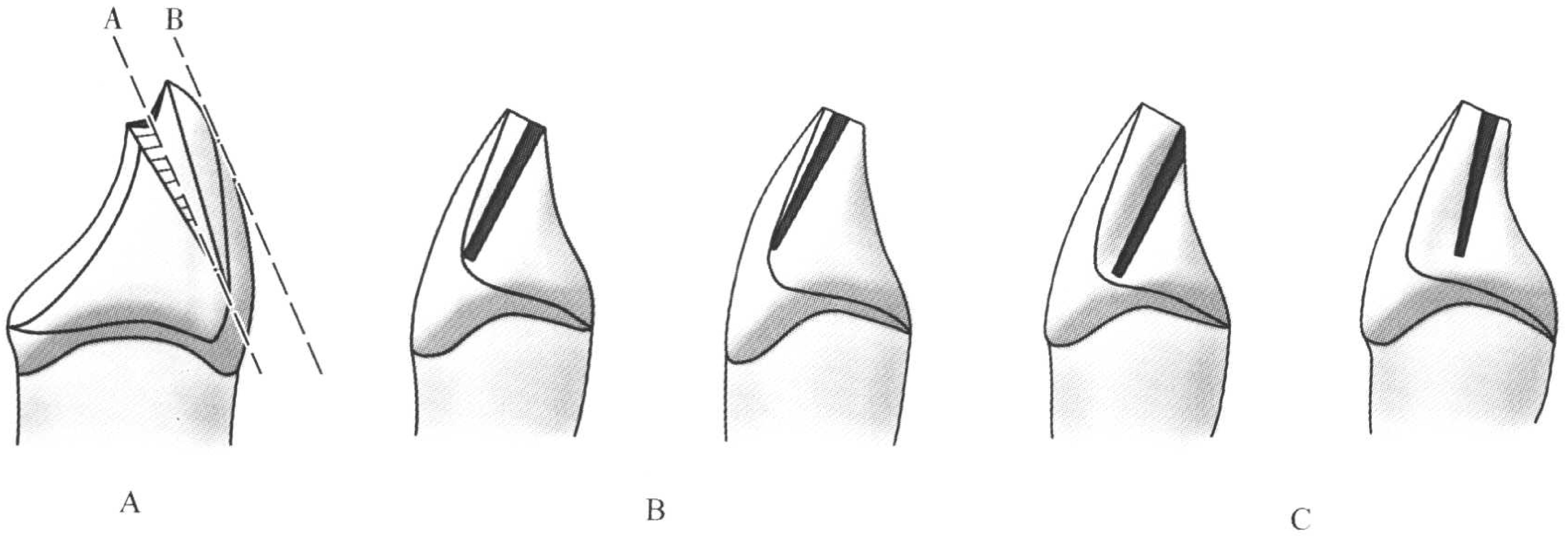


图 6-14 前牙 3/4 冠的邻轴沟制备

A. 沟位置正确；B. 沟偏唇侧；C. 沟偏牙侧

5. 龈边缘制备及精修完成 3/4 冠邻舌面的龈边缘制备与铸造全冠相似，可做凹面肩台制备。基本完成后以粒度较小的柱形、球形钻将各轴面、轴面角处修磨光滑、圆钝、使之连续一致。

(二)后牙 3/4 冠的牙体制备

1. 邻面制备 与前牙 3/4 冠基本相同，可选用较短、较细的柱形钻沿患牙邻面的解剖外形进行制备，消除邻面倒凹，并制备出 0.5mm 以上的修复间隙。

2. 舌面制备 同铸造金属全冠的舌面制备。

3. 𬌗面制备 用轮形钻在牙冠𬌗面均匀磨除 0.5～1mm，并在颊侧𬌗缘嵴处形成小斜面或小肩台，冠𬌗边缘终止于𬌗缘嵴稍下以保护牙尖(图 6-15)。为了不使颊侧显露金属，可以保留后牙颊尖的𬌗缘，用柱形钻在颊尖的舌斜面上开始磨切，深入牙本质内约 1.5mm，在颊尖的舌侧部分做斜面。

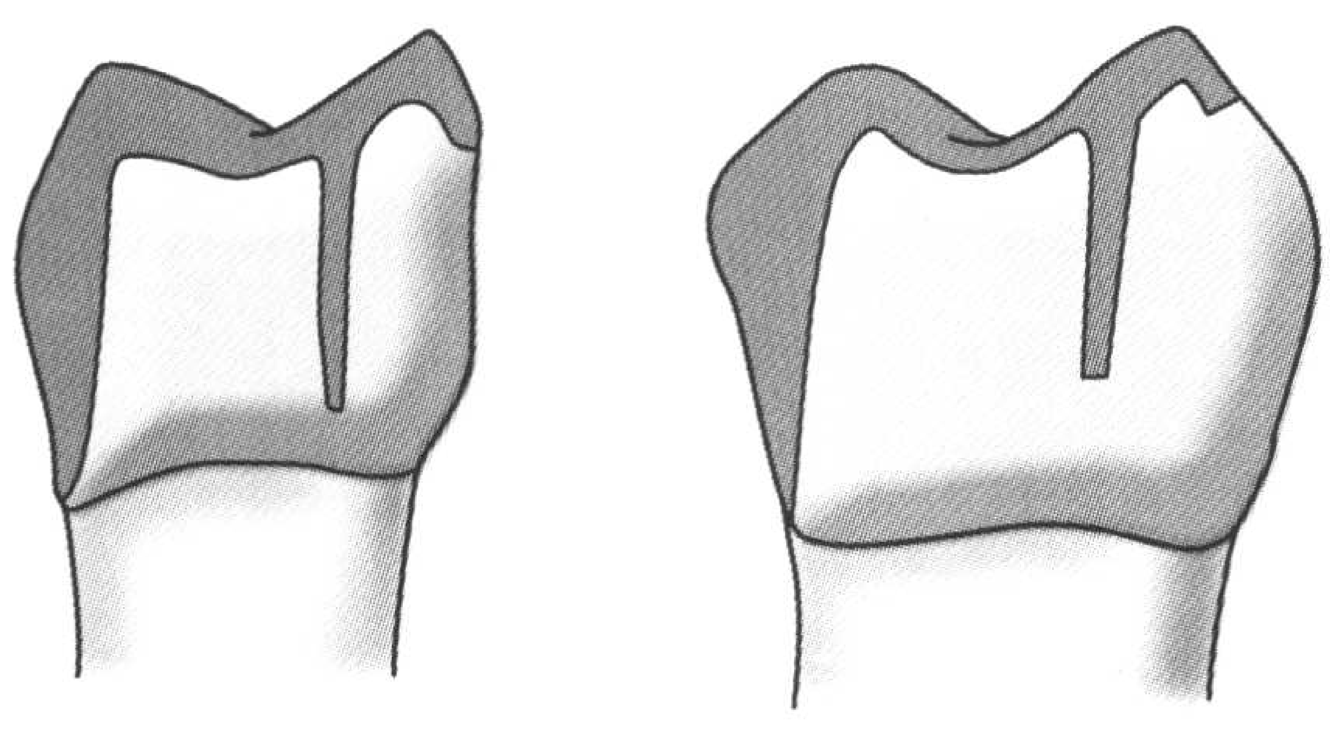


图 6-15 后牙 3/4 冠的𬌗面制备

𬌗沟制备是为了防止修复体舌向脱位。𬌗沟与邻面轴沟相连续，增加对牙冠的约束环抱作用。若牙冠短致邻轴沟过短，或舌尖低平、有缺损时，𬌗面制备可增加𬌗沟的制备。其方法是用柱形钻先沿中央沟磨切宽约 1.5mm 的长箱形沟，深度约为 1.5mm，其近远中端与两邻面轴沟相连。

4. 邻轴沟制备 用 700 号裂钻或细柱形钻在邻面制备面的颊 1/3 与中 1/3 交界处，沿就位道方向磨切深度约 1mm 的沟，其龈端止于邻面制备面内，方向应与轴壁平行。若邻面有龋坏，可制备成箱状。如固位不足，可增加邻轴沟数目。

5. 修整 用粒度较小的钻将各轴面、𬌗面及轴面角处修磨光滑、圆钝，避免尖锐线角。

(三)3/4 冠的制作

3/4 冠的制作基本同铸造金属全冠。其印模宜采用流动性好、尺寸精确、稳定的硅橡胶印模材料，以取得准确的印模。在蜡型制作中，应特别注意邻轴沟的清晰、完整，以免影响 3/4 冠的固位。常规包埋、铸造、抛光、试戴、粘结。

二、7/8 冠

7/8 冠是以铸造合金制作的覆盖后牙𬌗面、邻面、舌面及颊面远中 1/2 的后牙部分冠修复体，主要用于上颌磨牙，仅近中颊尖暴露。与后牙3/4 冠相比，7/8 冠覆盖了颊面的远中 1/2，固位力增强，可用于颊面远中 1/2、远中颊外展隙有龋坏、缺损的患牙。除牙体制备时需制备颊面远中 1/2 外，其牙体制备、制作方法与后牙 3/4 冠的牙体制备、制作方法相同。

三、半　冠

半冠是指只包盖牙冠的𬌗面和轴面 1/2 左右

的修复体，一般适用于牙冠轴面突度较大的患牙，以减少牙体组织的磨除。如牙冠颈部有龋坏、缺损，则不宜采用半冠修复。半冠的牙体制备与铸造全冠的牙体制备基本相同，但其轴面制备的龈端止于轴面的外形高点线以上，边缘制备肩台。由于半冠的轴面制备较短，固位是其应特别注意的问题，其轴壁应尽可能平行，必要时可适当增加沟、针道、箱型等固位装置，以增强半冠修复体的固位。半冠的制作方法与铸造金属全冠的制作方法相同，常规制作蜡型，包埋、铸造、抛光、试戴后粘结。

四、嵌　体　冠

嵌体冠(inlay crown)是采用以嵌体作为冠内固位、部分冠作为冠外固位，用于恢复牙冠缺损的部分冠修复体，由铸造合金铸造而成。嵌体冠主要用于修复复杂的后牙牙冠缺损，以恢复缺损牙的殆关系、邻接关系及牙冠外形。如 I、II 类龋损合并有殆面广泛龋损、丧失了部分殆关系或邻接关系，但剩余冠部牙体组织抗力形好，而不宜做全冠修复者。

嵌体冠的牙体制备要求基本同嵌体及全冠，不同之处及应注意事项如下：

1. 修复体的就位道应仔细设计以便戴入。
2. 注意残留牙体组织的抗力形，防止试冠时或行使功能时牙体破裂。
3. 嵌体冠应有足够固位形。
4. 龈壁及冠边缘肩台应有足够厚度，并应连续、平滑一致，以保证冠边缘强度及密合性。
5. 牙折后形成大斜面，牙体组织可制备成阶梯状，使残留牙体组织受力合理。

口内试冠时，应注意不可勉强加压就位，防止因楔入力量过大引起牙折。遇就位阻力过大时，磨改阻力点应准确，防止盲目磨改造成固位不良。

嵌体冠粘结前应磨出粘结剂溢出沟，防止因粘结剂溢出困难而引起咬合增高。应选择粘结性强的粘结剂，调和时黏稠度应合适，过稠时会造成冠边缘密合性差，影响美观和封闭性。此外，还应在修复前向患者交代清楚嵌体冠的设计。

五、锤造开面冠

开面冠是采用金属冠套或白合金片制成，覆盖牙冠的大部分，仅露出前牙的部分唇面或前磨牙的部分颊面的修复体(图 6-16)。开面冠可用于修复前牙和前磨牙的缺损，也可作为固定义齿修复的固位体。由于开面冠边缘密合度差、美观性能差，现已很少在临床应用。

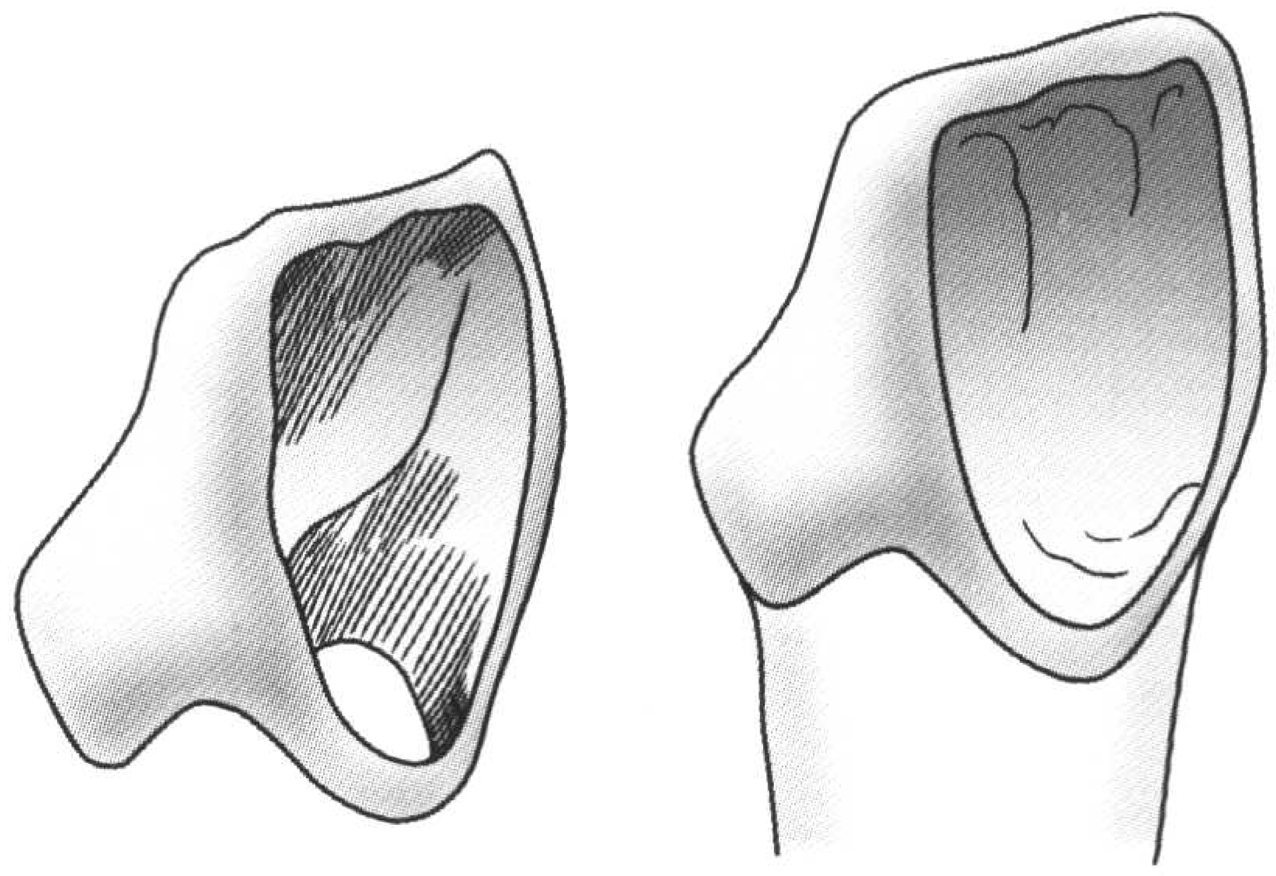


图 6-16　开面冠

A. 完成开面冠；B. 开面冠戴在代型上

1. 牙体制备　邻面与舌面的磨除与锤造全冠相同，唇面可不制备，而前磨牙的制备中，必须磨除颊面的倒凹，以使开面冠能顺利地戴入。

2. 锤造开面冠的制作　与锤造全冠相同，所不同的是在锤造全冠完成后，须在唇、颊面开窗。开窗的要求是：冠的唇颊面应包过前牙唇面切缘、后牙颊面殆缘约 0.5mm，近、远中覆盖唇、颊面约 1.0mm，颈环宽度为 2.0～2.5mm。可用弯剪从唇、颊面开窗，用磨石修整、砂纸磨光，并以绒轮蘸氧化铬抛光。常规试戴、粘结。

第五节　冠修复的相关问题

一、冠修复体的边缘处理

大量的研究发现：冠修复体的边缘状况与修复牙的牙周健康密切相关。冠边缘置入龈下过深、边缘适合性差、边缘有悬突或表面粗糙等均与修复牙局部的牙周感染有关，并影响冠修复的远

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

期效果。

(一)冠修复体的边缘位置

正常情况下，游离龈缘至龈沟底0～2mm，龈沟底向根尖方向有宽约2mm的结合上皮附着在釉牙骨质界。牙龈的这一特殊结构对于保护牙齿及其下层组织有着重要作用。因此，修复过程中保持牙龈组织健康，正确处理修复体与牙龈组织的关系，对保证修复治疗的成功有非常重要的临床意义。

冠修复体龈边缘的位置与冠的固位和牙龈健康有关系。通常，冠边缘与牙龈组织的位置关系有三种情况：冠的边缘位于龈沟内、和龈缘平齐、位于龈缘上。

主张冠边缘置于龈沟内可能是基于下列考虑：固位形与抗力形的需要以获得适当的殆龈径、由于龋坏、折裂、缺损等原因的制备扩展、在死髓牙上获得冠边缘的套圈效应以增强修复牙的抗折裂能力、增进美观。同时，根据Black的预防扩展学说，龈沟内发生龋坏的概率低。但龈下边缘存在的问题有：龈下边缘制备较困难，易损伤牙龈组织；冠边缘密合性的检查较困难；如果冠边缘有悬突、不密合或不光滑，容易对牙龈产生机械性刺激。长期的临床研究发现：冠边缘位于龈下者，牙龈指数均增高，龈袋深度增加。修复时位于龈下的冠边缘，可能由于牙龈的退缩逐渐位于龈上，Tarnow等在2名患者的13个牙上，将冠边缘及暂时冠的边缘置于龈嵴顶与牙槽嵴顶的中间，2周时，临床龈退缩0.9mm，8周时龈退缩1.2mm。组织学分析提示：牙龈退缩在最初的7d开始，发生沟内上皮及结合上皮的改建，并有牙槽骨的吸收。龈下冠边缘的牙周出血高于龈上冠边缘，而冠的边缘间隙与牙周组织的感染有直接关系。

然而，但也有研究指出：适合性差的冠边缘似乎不是边缘刺激的主要因素，较差的口腔卫生状况才是牙周出血的最主要因素。Waerhaug的研究发现：如果冠的边缘距龈沟底0.4mm以上，龈下边缘并不会引起牙周袋的加深。

由于龈上边缘易于清洁且清晰可见，为了避免冠边缘对牙周组织的刺激，多数学者建议将冠边缘置于龈上，以方便冠边缘的牙体制备和冠边缘密合性的检查，避免对牙周组织的刺激。但将冠边缘置于龈上，可能对美观产生一定的影响，特别是在前牙冠修复时。

冠边缘与龈缘平齐，似乎可兼顾龈上边缘和龈下边缘两者的优点，但齐龈缘处牙菌斑易于积聚，易形成继发龋和龈缘炎，因而许多学者反对将冠修复体的边缘置于齐龈缘处。

因此，临床上为避免对牙周组织的刺激，较为安全的设计是将冠修复体的边缘置于龈上。但由于修复牙颈部的龋坏、牙颈部已有充填物的存在、修复牙临床冠较短影响冠修复体的固位、前牙美观的需要，常需将冠的边缘置于龈下，此时应特别注意冠修复体边缘的密合、抛光，防止形成悬突，且冠边缘应距龈沟底0.4mm以上，不可达龈沟底。

冠修复体边缘位置的设计根据修复牙的形态、固位要求、美观需要以及患者的年龄、牙位、牙周状况，龋患易感性及口腔卫生状况等多种因素来决定。在固位与抗力、牙齿状况、美观允许的情况下，冠的边缘应置于龈上。

(二)冠边缘牙龈的处理

冠修复过程中，可能要对冠周围的软组织进行一定的处理，如切除增生的牙龈，减轻炎症；充分暴露基牙根面龋，进行完善充填；延长临床冠长度，增加固位；使相邻牙的龈缘位于同一水平，改善美观效果；减少牙体制备时软组织损伤；清楚地显示制备体的边缘，保证取模时冠边缘清晰明确。

通常，为了方便龈下冠边缘的制备，并获得清晰的制备牙边缘印模，获得清晰的边缘印模是必不可少的。临床上，获得清晰的边缘印模主要有以下几种方法：用气枪直接将印模材料吹入龈沟内；用排龈线暂时退缩牙龈；用含化学制剂的排龈线；用电外科方法。

1. 用气枪直接将印模材料吹入龈沟内　在牙龈健康、牙体制备未损伤牙龈时通常是有效的。此方法最好用于硅橡胶印模。印模材料的黏滞度与湿润性很重要。

2. 用排龈线、排龈膏等退缩牙龈　是临床较为常用的一种牙龈处理方法。采用浸泡有各种化学制剂的排龈线(图6-17)，置入基牙制备体边缘的龈沟内。用于牙龈处理的化学制剂有多种，最为常见的是肾上腺素，其他还包括硫酸铝、氯化锌、硫酸铁、鞣酸等。排龈线的化学制剂可以止血，并使龈缘组织本身有轻度的可逆性的体积收

缩。排龈线置入龈沟内2～3min后即应取出，采取印模。时间过长，易造成牙龈组织永久性的退缩，而使本应置于龈下的冠边缘暴露于龈上。置入排龈线时用力过大会损伤牙龈组织。

可以将细的排龈线置于龈沟底，再置入一粗的排龈线，采取印模前仅将粗的排龈线取出。但此技术并不推荐，因为易引起不必要的龈组织损伤，缺乏弹性的留置排龈线易粘在硅胶印模上引起代型的变形，同时，如果患者的龈沟有足够的空间可放入两根排龈线，在进行冠修复前可能需要先进行牙周治疗。

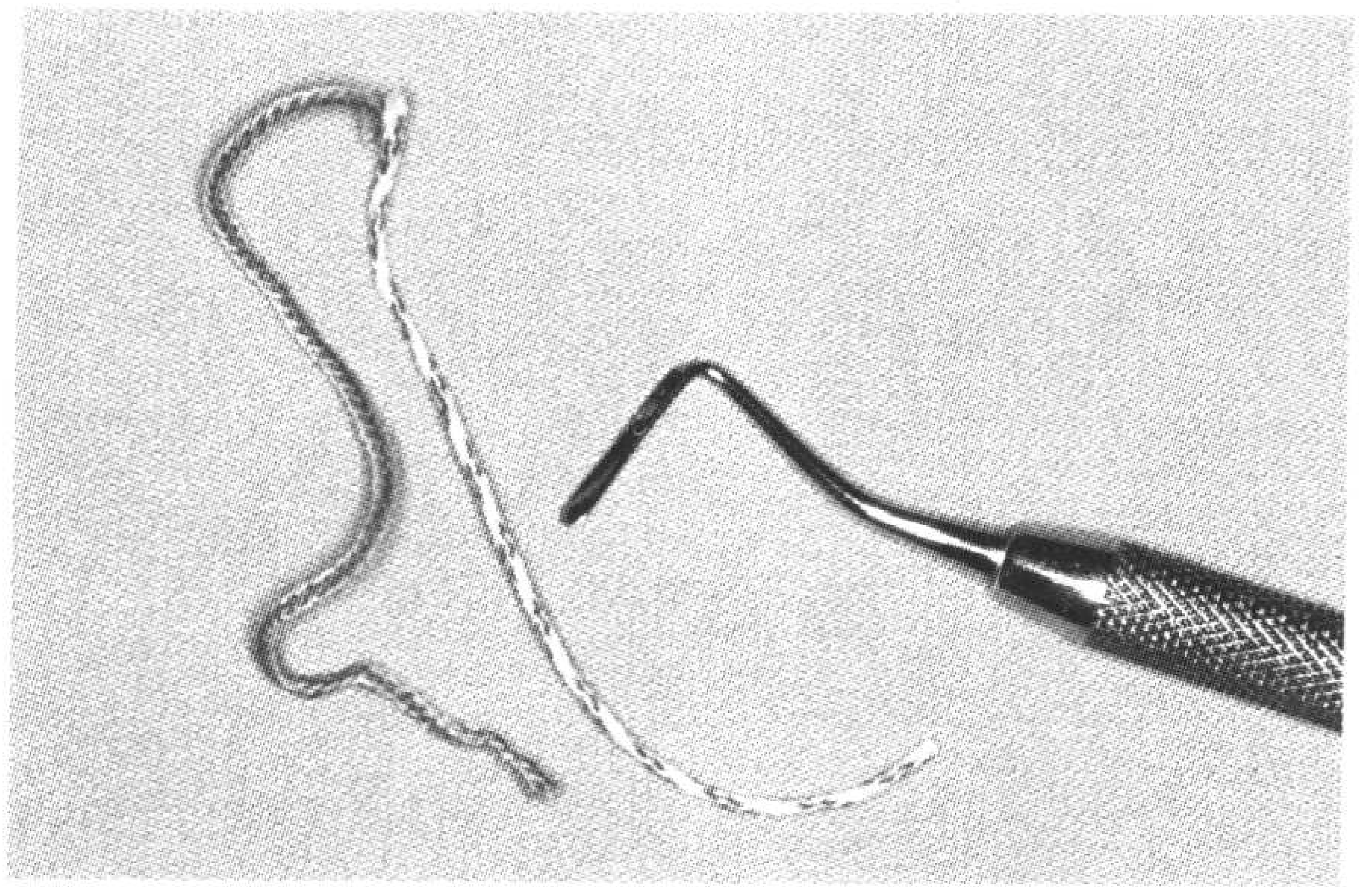


图6-17 排龈线

排龈线根据其制作方法的不同，可分为编织排龈线和合股排龈线，通常编织排龈线在操作上要优于合股排龈线。含肾上腺素的排龈线并不优于与含硫酸铝的排龈线；临床上在采用含肾上腺素的排龈线时，应考虑到其优缺点、副作用及其临床效能。

3. 电外科　用高频电波能量对软组织进行切割和凝固切割表面的一种手术方法，可用于止血、建立清晰的龈缘外形、暴露龈下制备体边缘。

电刀手术与传统手术切除软组织相比，在切割方法、组织反应和愈合机制上均有不同。传统手术切除牙龈等软组织时，是将组织细胞挤压和剖开，术中出血不可避免，而创口的愈合也主要是以形成瘢痕组织为特征，不能即刻进行修复治疗。电刀手术切割牙龈等软组织，是将经过的组织细胞蒸发，气化而达到手术目的。切口整齐、精确。同时由于封闭了血管，能有效地止血，使术野清楚。创口的愈合主要是软组织的一期及二期愈合。

电刀手术可用于在牙体缺损达龈下3mm以内者，切除牙龈暴露根面，以利于修复治疗的进行，使修复时视野清晰，更有利于获得密合的边缘和较好的固位性；如牙龈增生，使修复制备体不能得到清晰龈缘者，电刀手术可用于增生龈组织的切除，暴露工作面或修复时用于对牙龈障碍的切除；牙体制备后牙龈止血或排龈，此方法与传统机械排龈法比，具有一定的优点：对于有炎症的牙龈，机械排龈法容易使牙龈出血而影响印模的清晰度，而电刀手术既能有效地暴露制备体的边缘，同时也能有效地止血，使印模清晰，易于辨认；临床冠过低，使修复体不能获得足够的固位力，用于临床冠延长术；用于牙龈成形术，如正畸、药物治疗或先天牙龈增生影响美观者。

二、基牙制备后的处理

凡能使牙釉质的完整性受到破坏、牙本质暴露的各种牙体缺损，如磨耗、楔状缺损、牙折、龋病以及牙周萎缩致牙颈部暴露等均可能会发生牙本质过敏。但并非所有的牙本质暴露均可出现症状，通常与牙本质暴露的时间、修复性牙本质的形成快慢有关。活髓基牙进行冠修复时，由于牙体制备使部分牙本质暴露、牙体组织的切割产热、修复性牙本质尚未形成，患者在牙体制备后可能会出现牙本质过敏，对机械、温度、化学刺激产生不适或疼痛。

(一)牙本质过敏的发生机制

牙齿感觉过敏症的发病机制尚不十分清楚，目前有以下三种假说。

1. *神经感受学说*　认为牙本质中存在牙髓神经末梢，故感觉可由牙本质表层传导入牙髓。然而大多数研究均未在牙本质小管内发现神经纤维，即使有神经纤维进入，也只在100μm以内。不少学者认为：在牙髓的成牙本质细胞层内的无髓鞘神经，仅有一部分进入前期牙本质和牙本质的内层，而其外2/3也并未见神经结构。许多实验结果也不支持“神经对各种刺激的反应是直接的”观点。氯化钾、组织胺、乙酰胆碱等作用于表浅牙本质并不产生疼痛；局麻药作用于牙本质表面也不能减轻牙本质的敏感性。

2. *牙本质纤维传导学说*　认为成牙本质细胞的原浆突中含有乙酰胆碱酶，它在受刺激后能引起神经传导，产生疼痛。持反对意见者认为，实

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

验性干扰人牙成牙本质细胞，未降低牙本质敏感性，说明成牙本质细胞并不具有感觉器的特性，可能在牙本质过敏中仅起被动作用。

3. *液体动力学说* 认为空气、高渗溶液或温度刺激引起的疼痛，是由于这些刺激使牙本质小管内的液体移动，机械地搅动了牙髓内容物，进而间接地兴奋了其中的游离神经末梢，传入冲动，产生痛觉。伴随液体运动的能量，可由牙髓的感受器转变为电信号。大约25%的牙本质体积由游离液体所占据，其组成和性质与身体其他体液相似，并与牙髓组织液相沟通。牙本质小管是直径为0.8～2.5μm的毛细管，因此，液体动力学的作用依赖于牙本质小管的通透性或牙本质表面的状况。引起牙本质液向外移动的刺激有空气吹干、高渗溶液和冷刺激等。使牙本质液向内移动的刺激有机械刺激或加热等。

(二)牙本质过敏的临床表现及检查方法

牙本质过敏在临床上表现为刺激痛，当刷牙、吃硬物、冷、热、酸、甜等刺激时均引起酸软疼痛，尤其对机械刺激最敏感。刺激去除后，症状消失。检查时常利用可诱发敏感症状的某些刺激，如探诊，温度，高张液体，电刺激，空气刺激等来测试牙齿的敏感度。临床上较为可靠的诊断方法是探诊，即用尖锐的探针在牙面上划动，可产生明显的酸痛。其次温度刺激，二者通常结合使用。然而，牙齿的敏感程度目前还只能依靠患者的主观感觉来表达，一般可分为4级：1度轻微不适；2度中度疼痛；3度重度疼痛；4度持续疼痛。

(三)基牙制备后牙本质过敏的预防与治疗

牙本质过敏的发病机制中，液体动力学说被广为接受。根据这个理论，对过敏的有效预防与治疗措施是封闭牙本质小管，以减少或避免牙本质内的液体流动。

1. *暂时冠修复* 基牙制备后，可制作暂时冠以保持间隙，并避免牙本质过敏的发生。暂时冠可采用甲基丙烯酸自凝塑料、预成冠，如聚羧酸酯甲冠、不锈钢或铝质的预成后牙暂时冠，以及多功能甲基丙烯酸单体的暂时冠桥修复材料制作。这些通常为热不良导体，可隔绝外界刺激对暴露牙本质的影响，氧化锌类暂时粘结剂尚具有对牙髓的安抚作用。

暂时冠的使用大大减少了基牙制备后牙本质过敏的发生，但自凝塑料固化时可产生一定的热量，同时释放部分游离单体，易对活髓牙产生热刺激和化学刺激。另外由于自凝塑料在聚合时会少量收缩易造成暂时冠边缘过短，暴露基牙牙颈部，亦可出现牙本质过敏症状。

2. *脱敏治疗* 脱敏是采用药物或其他理化手段使暴露的牙本质小管内容物变性，凝固，或在牙本质外层形成非传导性或不溶解的物质，以隔绝刺激，预防与治疗牙本质过敏。

(1)局部使用钙盐、氟化物等：如局部使用$Ca(OH)_2$、NaF、氟化锶甘油、草酸盐等，以阻塞开放的牙本质小管开口，降低牙本质的敏感性。

①氟化物：有多种形式的氟化物可用来处理牙本质过敏症。氟离子能减少牙本质小管的直径，从而减少液压传导。体外实验也证明酸化氟化钠液或2%中性氟化钠液能分别减少24.5%、17.9%的液压传导；用氟化钠液电离子透入法所减少的液压传导则高达33%。

②氨硝酸银：涂擦氨硝酸银液，再用丁香油还原，还原后所产生的蛋白银和还原银，沉淀于牙本质小管中可隔绝外界刺激的传导。

③碘化银：涂3%碘酊30s后，再以10%～30%硝酸银液涂擦，可见灰白色沉淀附着于牙本质表面；30s后，如法再涂擦1～2次即可。硝酸银可使牙本质内蛋白质凝固而形成保护层，碘酊与硝酸银作用产生碘化银沉积于牙本质小管内，阻断了外界刺激的传导。

(2)光固化粘结剂或脱敏剂：基牙制备后，在牙本质表面涂盖粘结剂或专用脱敏剂，通过树脂粘结剂或脱敏剂封闭开放的牙本质小管。这类产品有Gluma，3M Single Bond等。其优点在于可迅速缓解、消除过敏症，不刺激牙龈，操作简便，且并不影响冠修复体的精度。对于冠修复体拟采用树脂粘结剂粘固者，可在牙体制备后即使用牙本质处理剂，既可防止牙本质过敏的发生，又不影响冠粘固时树脂粘结剂的粘结强度。

(3)脉冲Nd：YAG激光脱敏法：Nd：YAG照射牙本质是利用激光热效应，在瞬间内使暴露的牙本质小管发生热凝封闭，阻碍了外界刺激的传入而达到治愈目的。其优点为高效、准确、无痛。但操作时产热，须进行冷却，一般认为不会损伤牙髓。

3. *牙髓失活* 对于个别牙体制备后剩余牙本质壁过薄、接近牙髓者，必要时可考虑牙髓失活治疗。

三、冠修复体的适合性

适合性(fit)通常指制备体与修复体之间间隙的大小，即粘结剂膜的厚度，它包括冠修复体整体就位的程度和冠边缘密合度。美国牙科协会(ADA)规定金合金全冠采用磷酸锌粘结剂粘结的粘结剂膜厚度为20～40μm。临床上，可接受的最大边缘浮出量通常采用Mclean和Van Fraunhofer的研究结果，为120μm，即冠边缘至制备体边缘的垂直距离应＜120μm。如果冠边缘与制备体边缘间有可见的间隙，其边缘浮出量一般已＞120μm。

冠修复体的适合性对冠修复体的质量及其远期效果有显著影响。如冠修复体轴壁适合性差，则冠组织面与制备体不密合，二者间抵抗修复体脱位的摩擦力低，粘结剂膜厚度的增加，均可降低冠修复体的固位力。如冠修复体的边缘适合性差，边缘有缝隙，则易造成牙菌斑聚集，在冠边缘处产生继发龋及牙龈炎症，从而影响冠修复的远期效果。

在冠修复体的设计、制作中影响其适合性的因素很多，冠制作过程中的每一步骤都可能会影响冠的适合性。

(一)制备体形态

影响适合性的牙体制备因素有：聚合度、颈缘形态、殆面形态、轴面形态、溢出道等。

1. *聚合度* 殆方聚合度与适合性关系密切。聚合度小，易导致修复体就位困难及就位不全，而降低冠修复体的适合性；如果聚合度过大，虽就位容易，适合性好，但影响冠的固位。Dodge等研究发现聚合度在10°～16°变化时，固位力没有明显影响，16°的聚合度不但适合性好，且可提供足够的固位和抗力。

2. *颈缘形态* 颈缘形态可影响冠边缘的适合性。对于金属全冠的颈缘形态，凹面型比肩台型具有更好的适合性。

3. *殆面形态和轴面形态* 殆面形态和轴面形态主要通过冠的就位、粘结剂的分布和溢出影响冠修复体的适合性。殆面边缘制备成斜面，既可保证冠边缘嵴厚度又利于粘结剂的溢出，既可增强冠的抗力性能，又能提高其适合性。轴面圆钝的线角可缓解粘结剂凝固初期的液压力，有利于冠修复体的完全就位。

4. *溢出道* 制备体轴壁设计溢出道可明显改善冠修复体的就位，而改善冠修复体的适合性。

(二)印模

印模的精确性是获得精确修复体的前提，也是影响冠修复体适合性的重要因素。印模材料、印模方法等均可能影响印模的精确性。

1. *印模材料* 常用的印模材料有水胶体印模材料和橡胶印模材料。水胶体印模材料包括可逆性水胶体印模材料(琼脂)和不可逆性水胶体印模材料(藻酸盐)。橡胶印模材料主要有聚硫橡胶、硅橡胶和聚醚橡胶等。

琼脂印模材料是一种较为可靠的印模材料，能提供质量较高的印模，其精度优于藻酸盐，略差于聚醚橡胶，但其抗拉强度低，取印模时需冷却，因而临床操作不便。

藻酸盐印模材料的精度能达到临床应用要求，但水粉比可影响其尺寸稳定，进而影响印模的精度。同时藻酸盐印模材料同石膏模型材料相容性较差。藻酸盐与石膏表面可能有物理性或化学性作用，而影响石膏印模表面精度，并影响修复体的适合性。

橡胶印模材料的印模精度高，尺寸稳定。其中，加成型硅橡胶和聚醚橡胶印模材料的精度和稳定性优于缩合型硅橡胶和聚硫橡胶。固定修复体最好应用橡胶印模材料采取印模，以获得精确的印模，并取得良好的适合性。

2. *印模方法* 在取模前应退缩牙龈、止血、清洗干燥牙体及其周围组织以获得准确的印模。藻酸盐印模材料在空气中脱水将造成印模收缩、表面干燥，因此在采取印模后应尽快灌注模型。室温及托盘的形式也影响印模精度，有孔托盘比无孔托盘所取得的印模精度高，金属托盘比塑胶托盘所取得的印模精度高。

(三)模型

工作模型的精确度直接影响修复体的适合性。模型材料、模型灌注方法等均可影响模型的精确度。

1. *模型材料* 常用的模型材料包括熟石膏、

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

人造石和超硬石膏等。人造石是熟石膏的一种类型，其混水率为 0.25～0.35；需水量较少，孔隙率低，压缩强度与硬度较高，凝固膨胀率为 0.1%～0.2%。超硬石膏又称超硬人造石，是一种改良的人造石，需水量更少，硬度和强度比人造石更大，流动性好，晶体不变形，可得到精确的模型。

普通粗制煅石膏膨胀率(1.15%)是人造石(0.1%～0.2%)的 5.75～11.5 倍，是超硬石膏(0.085%)的 13.5 倍。冠修复体通常应采用人造石或超硬石膏灌注工作模型，以获得精确的印模，提高冠修复体的适合性。

2. 模型灌注方法

(1)水粉比例：水量过多，则凝固时间延长，孔隙率增高，模型的强度和硬度降低。水量过少，则凝固时间加快，膨胀率增大，气泡多，表面粗糙。

(2)搅拌方法：在空气中搅拌速度过快，可人为带入气泡，并形成过多的结晶中心而导致膨胀不均匀，因此模型材料最好真空调拌。

(四)蜡型

冠修复体通常采用间接法制作蜡型。蜡在凝固过程中可产生收缩变形，在成形操作中产生应力，蜡型从代型上取下时，其应力释放亦可导致变形。蜡型的变形可显著影响冠修复体的适合性。

蜡型收缩与变形的大小与蜡型材料的组成、蜡型成型方法、放置时间、室温温度等均有关系：嵌体蜡的线收缩率为 0.4%～0.5%，熔蜡法形成的蜡型冷却到室温后其线收缩率可达 1.2%。蜡型完成后取下放置时间不同，其收缩变形量不等。通常，蜡型刚从代型上取下时就有变形，在 3h 内最为明显，24h 才趋于稳定。

蜡型的厚薄、铸道的长短与直径、铸道安插的位置与方向等亦可影响蜡型的收缩变形、铸金的流动与收缩而影响最终修复体的适合性。

(五)包埋铸造

铸造合金的收缩需要通过包埋材料的膨胀加以补偿，包埋材料的膨胀特性及包埋方法对于冠修复体的精度和适合性非常重要。

1. 包埋材料　各种铸造金属的铸造收缩不同，使用的包埋材料膨胀量应根据铸造金属的收缩率而定，才能完全补偿铸造金属的收缩。临床上应尽量采用铸造合金的配套包埋材料。

(1)吸湿凝固膨胀：磷酸盐系包埋材料在凝固反应中会引起凝固膨胀。通常，厂商标明的凝固膨胀值是包埋材料的外部线性膨胀，许多实验发现铸圈中央包埋材料的膨胀值远小于铸圈周缘包埋材料的膨胀值。

(2)热膨胀：磷酸盐系包埋材料主要以石英和 α 方石英作为热膨胀剂。在加热过程中，α 方石英在 200～270℃ 从 α 型转变为 β 型，产生体积膨胀。为了使 β 方石英转化充分，在此转变温度应有足够的维持时间。石英在 575℃ 左右由低温石英转化为高温石英亦产生体积膨胀。通常包埋材料在 600℃ 左右已充分膨胀，接近其最大膨胀值。

(3)影响包埋材料膨胀的因素

①水(液)粉比：水(液)粉比小，包埋材料调拌过稠，凝固膨胀和热膨胀大，吸湿凝固膨胀亦大。

②调拌速度和时间：调拌速度快，吸湿凝固膨胀变大。调拌时间长，凝固膨胀和吸湿凝固膨胀均变大。

③方石英含量和粒度：方石英的热膨胀大于石英，包埋材料的方石英含量高则热膨胀大，石英的粒度细亦可增加包埋材料的膨胀。

2. 铸圈　有圈包埋时，铸圈将限制包埋材料的水平向膨胀，而不影响垂直向膨胀，造成水平向和垂直向膨胀的不均匀。为了使包埋材料的膨胀在各个方向均获得一致和最大的膨胀，可采用无圈包埋，消除对包埋材料膨胀的限制。

3. 铸圈衬里　在铸圈内使用衬里，可缓冲包埋材料的膨胀，减小对包埋材料膨胀的限制，铸圈衬里越厚，对凝固膨胀和热膨胀的限制越小。

(六)粘结

冠修复体粘结时，粘结剂的液压将阻碍冠的完全就位，而影响其适合性。正确地选择粘结剂和进行粘结操作，可以获得冠修复体的完全就位，从而提高其适合性。

影响粘结剂流动和溢出的因素：

1. 制备体的形态设计　制备体聆向聚合度过小，线角尖锐不连续，颈缘形态尖锐或呈直角形态，皆会阻碍粘结剂的溢出。制备体轴壁设计溢出道，则有利于多余粘结剂的溢出，有利于冠修复体适合性的提高。

2. 粘结剂的黏稠度及流动性　粘结剂黏稠度过大，流动性差，可影响粘结剂的溢出和冠修复体的完全就位，从而使冠的适合性降低。

3. 粘固压力　粘固压力不足或不持续，则不能抑制粘结剂的膨胀，从而使冠修复体不能完全就位、从制备体上浮起，影响冠的适合性。

4. 凝固时间　粘结剂凝固速度过快导致修复体不能完全就位，或多余粘结剂尚未完全溢出就已凝固，均可使冠修复体的适合性降低。

四、冠修复体的固位不良及处理

冠修复体的固位问题是临床冠修复常见的一个问题。松动的冠修复体若不及时处理，则成为不良修复体，将会造成冠修复牙的损害，如造成食物滞留或食物嵌塞，口腔异味等，并使修复牙出现继发龋，甚至引发牙髓炎症。冠边缘因食物滞留，色素污染，出现色泽变化，或使修复材料腐蚀变色，影响美观，同时脱落松动的冠修复体易造成误吞。

（一）冠修复体固位不良的原因

1. 患者自身条件　修复牙牙冠形态不良，牙体制备后难以获得适当的固位形，如过小牙、锥形牙、畸形牙、冠发育不良等；龋坏或外伤致牙冠过短或缺损，修复牙𬌗面过度磨耗、磨损，致牙冠𬌗龈距离过小；咬合关系异常，易承受异常𬌗力。

2. 牙体制备不当　切端、𬌗面磨除过多，特别是临床牙冠较短的后牙，易造成𬌗龈高度不足，而致冠修复体的固位不良；制备牙体轴壁𬌗聚合度过大，摩擦力降低，约束力、阻挡作用丧失，抗旋转脱位能力下降，造成冠修复体的固位不良；在修复牙的𬌗龈高度不足，或𬌗聚合度过大时，未能采用适当的辅助固位措施，如邻轴沟、颊舌沟或𬌗面加针洞固位形、箱型等。

3. 修复体制作不当　在冠修复体制作过程中，任何可造成冠修复体与制备牙体不密合的因素，均可引起冠修复体固位力的下降，如印模变形、石膏代型变形、石膏代型体积膨胀过大、代型隙料涂布过厚、包埋料膨胀量过大、或铸件组织面过度磨改、喷砂等。

4. 修复体粘结失败　粘结剂类型选择不当，特别是制备体固位形欠佳、冠修复体与制备体不够密合时，未选用粘结力较强的树脂类粘结剂；粘结面污染，如油剂、唾液、水分等污染制备体表面或冠修复体组织面，造成粘结面假性粘结致粘结失败；调拌粘结剂的手法，粉液比例等也可影响到粘结剂的强度，粘结剂因强度不足而破碎亦可造成冠修复体的固位失败。

5. 冠修复体磨损、变形　牙体制备量不够，或调𬌗时不适当磨改，使牙冠修复材料局部过薄，受力时产生变形，导致粘结剂破碎、粘结失败；或冠修复体在口内长期使用后，磨耗穿孔，造成粘结剂溶解，丧失固位。

（二）冠修复体固位失败的表现与临床检查

冠修复体的固位失败常表现为冠修复体脱落；冠与牙体间出现相对运动；对冠加压时，冠边缘有液体流出或出现气泡；冠边缘不密合、冠边缘变色，或修复牙边缘出现继发龋、牙髓炎症等。冠粘固后短期内的固位失败常不出现冠修复体的松动，有时已形成了继发龋、或并发了牙髓炎，方被发现。由于早期发现、早期处理是预防冠修复体固位失败并发症的关键，有条件者应在冠修复后定期复诊检查。

1. 问诊　若修复体周围有异味而又无明显牙周炎症、食物嵌塞者，则可能存在冠边缘微漏。若患牙咀嚼时有起伏、松动感，常表明冠修复体已有明显松动。

2. 触诊　压迫冠𬌗面、颊面或舌面，若冠边缘有向下、向颊舌向移动，或以探针钩住冠边缘𬌗向施力，若有冠修复体与牙体间的相对移动则可判断冠固位失败。

3. 叩诊　以口镜柄叩击冠修复体，粘结面有缝隙或已有松动的冠会发出低调空音。

4. 视诊　压迫冠𬌗面或让患者紧咬，如冠边缘有液体溢出或冒出气泡，则冠已有松动。

在检查冠修复体固位失败时，应特别注意区分冠修复体的固位失败与修复牙本身的松动。

（三）冠修复体的重新粘结

如果冠修复体形态、功能良好，冠边缘密合，牙体组织无继发龋、能基本满足固位要求，或因𬌗力、粘结等因素导致的粘结失败，在冠修复体完整拆除后可重新粘结。如果牙体固位形差需要改进固位设计、牙体组织有继发龋或充填材料脱落、冠修复体不符合要求或拆除时损坏，则需重新制作。

1. 冠的处理　冠修复体在制备体上就位，检查固位、边缘，形态与咬合，必要时对形态及咬合做调磨，消除引起冠固位失败的形态及咬合因素；以慢速球钻去除冠粘结面残留的粘结剂，以 Al_2O_3 喷砂处理冠的粘结面，去除金属冠内表面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的氧化物，冠表面磨光、抛光、清洗、消毒。

2. *基牙的处理* 基牙的颊舌轴面可制备直径约 1mm 的半圆形溢出沟，以利于多余粘结剂的溢出，确保冠修复体的完全就位；基牙表面应认真清理，去除陈旧粘结剂。

3. *重新粘结* 冠与制备牙表面应彻底冲洗，无油压缩空气吹干；可选用粘结力强的树脂类粘结剂，牙体表面可做酸蚀处理，冠粘结面可使用偶联剂、结合剂；冠粘结后应再次检查咬合情况，必要时可做调殆、磨改处理。

第六节 冠修复后可能出现的问题

冠修复后，一般出现问题的可能较少。活髓牙与死髓牙冠修复后的成功率相似。活髓牙保持牙髓无病变者 5 年为 98%、10 年为 92%、20 年为 87%。死髓牙采用冠修复后，其生存率是不做冠修复的 6 倍。

锤造金属冠由于边缘密合度欠佳、轴壁粘结层厚，修复后易出现固位失败、继发龋、疼痛等问题。铸造冠一般质量较高，但如果适应证掌握不好、修复设计不当，或修复治疗过程中未能遵循正确的修复原则和质量要求，修复后也可能会出现一些问题。

冠修复后出现问题，可进行调整与修理，或拆除重新制作。临床上应根据出现问题的具体情况，确定问题的处理方式。

一、疼 痛

(一)过敏性疼痛

1. *冠粘结后过敏性疼痛* 若修复牙为活髓牙，在经过牙体切割后，未加适当处理或未采取保护措施，暴露的牙本质遇冷、热刺激会出现牙本质过敏症状。冠试戴时的机械刺激、冷热刺激，冠粘结时消毒药物刺激、粘结剂中的游离酸刺激，均可能会引起修复牙短时间的疼痛。粘结剂充分结固后，疼痛一般可自行消失。由于粘结剂为热、电的不良导体，在口内对修复牙可起到保护作用，冷热刺激不再出现疼痛。

若冠粘结后修复牙出现较长时间的持续疼痛，可能有牙髓充血，或已发展为牙髓炎，需做牙髓治疗。因此，在冠粘结前，应对修复牙的牙髓状态作出评价，必要时可先做安抚治疗或牙髓治疗，以免冠粘结后再进行牙髓治疗而破坏冠修复体。同时在冠修复前应告知患者：牙髓组织的反应与牙体组织的切割量及剩余牙体组织的量有关，冠修复后可能会造成牙髓的损伤，或需要做牙髓治疗。

2. *冠修复体使用一段时间之后出现过敏性疼痛* 其可能原因主要有继发龋、牙龈退缩、粘结剂脱落或溶解等。通常是由于牙体制备时龋坏组织未去尽，或未做预防性扩展；冠修复体不密合、固位不良；粘结剂或粘结操作不良，粘结剂破碎、溶解失去封闭作用；冠修复时牙龈有炎症、水肿或粘结后牙龈萎缩等，均可造成牙本质暴露，引起刺激性疼痛。

冠修复后出现过敏性疼痛，应根据造成过敏性疼痛的具体原因加以处理。如因牙龈退缩、牙根暴露造成，可进行脱敏处理；如因固位失败，应根据牙体制备状况和冠修复体的质量确定是重新粘固还是重新制作；如已有继发龋，则应拆除冠修复体，待龋患处理后重新制作。

(二)自发性疼痛

冠修复体粘结后出现自发性疼痛，其常见原因为金属微电流刺激、牙髓炎、根尖周炎或牙周炎。通常是由于牙体切割量大，牙体制备后对暴露的牙本质未加适当处理，或未戴用暂时冠，牙髓受刺激由充血发展为牙髓炎。冠戴用一段时间后出现的自发疼痛，多是由于继发龋引起的牙髓炎，或由于冠修复前根管治疗不完善，根尖周炎未完全控制、或咬合创伤引起的牙周炎。

牙髓炎引起的自发性疼痛因冠修复体的覆盖不易定位，应仔细检查冠有无松动、破损、缝隙及殆创伤等，再做牙髓温度测试和活力试验，明确诊断后，再决定是局部钻孔还是拆除冠修复体进行牙髓治疗。

如有创伤殆，应仔细调殆观察。对于牙周炎或尖周炎，应做 X 线片检查，确诊后，根据病因做相应治疗。

冠修复体与邻牙、对殆牙的银汞合金充填物或异种金属冠之间可产生微电流，在部分患者可

产生瞬间触电样疼痛，一般应拆除改用其他材料重新制作。

(三)咬合痛

冠修复体粘结后短期内出现咬合痛，多是由创伤𬌗引起。患者有咀嚼痛，检查有叩痛，创伤性牙周炎不严重，通过调𬌗，症状可很快消失。调𬌗时应根据正中𬌗及非正中𬌗的早接触点仔细调磨，磨改不合理的陡坡和过锐尖峰。如调𬌗在冠上进行，在磨改后应磨平、抛光。如咬合过高或是冠粘固时未完全就位者，应拆除冠修复体重新制作。

冠戴用一段时间之后出现咬合痛，应结合触诊、叩诊和 X 线片检查，确定是否有创伤性牙周炎、尖周炎、外伤性或病理性根折等。然后再根据病因进行相应的治疗。

二、食 物 嵌 塞

食物嵌塞(food impaction)是冠修复常见的问题之一，患者可以感到胀痛不适，嵌入或滞留的食物可以直接压迫牙龈引起疼痛，滞留食物发酵、腐败、发生口臭，分解产物和细菌性代谢产物的刺激可引起继发龋、龈炎和牙周炎。

引起食物嵌塞的原因有冠与邻牙或冠与冠之间无接触或接触不良；冠轴面外形不良，如𬌗外展隙过大，龈外展隙过于敞开；𬌗面形态不良，𬌗边缘嵴过锐，颊舌沟不明显，食物排溢不畅；𬌗平面与邻牙不一致，形成斜向邻面的倾斜面；邻面接触虽然良好，但冠有悬突或边缘不密合；对颌牙有杵臼式牙尖等。

食物嵌塞的治疗应针对其原因进行。属邻接关系不良、外展隙过大者，一般需拆除冠重新制作。𬌗面形态不良者，可适当磨改，如修去过锐边缘嵴，加深颊舌沟，磨出食物排溢沟，调磨对颌杵臼式牙尖等，磨改后应仔细磨平抛光。如冠修复体不易拆除，而邻牙有牙体缺损，可利用邻牙充填治疗恢复正常邻接。

三、龈 缘 炎

冠修复体粘结后出现龈缘炎，常表现为冠边缘处的龈组织充血、水肿、易出血、疼痛等。其原因可能有冠轴壁突度不足，食物直接冲击牙龈；冠边缘过长，边缘抛光不良、有悬突；有食物嵌塞，嵌塞的食物压迫牙龈；倾斜牙、异位牙冠修复未能恢复正常排列和外形。

治疗时，可局部用消炎镇痛药消除炎症，调𬌗，尽可能消除或减少造成牙龈刺激的形态因素，否则应拆除冠修复体重新制作。

四、冠松动、脱落

冠松动、脱落为冠修复体的固位失败，一旦发生，应尽早取下，根据冠固位失败的原因，决定重新粘结或重新制作。

五、冠磨损穿孔、破裂

冠戴用过程中可能出现磨损穿孔、破裂，常见于锤造冠。其原因可能有牙体制备不足，或修复牙制备后伸长，调𬌗、磨改过多；铸造冠表面铸造不全或有砂眼；磨耗过多，如咀嚼硬物、磨牙症等。磨损穿孔或破裂的冠修复体一般应拆除后重新制作。

六、冠的拆除与破除

1. 冠的拆除　即用去冠器卸下冠修复体，适合于已松动冠的拆除。如冠的固位良好，可用超声清洁探针工作端紧贴人造冠边缘，将粘结剂震碎，以减小拆冠的阻力。利用去冠器上的钩缘钩住冠的边缘，沿就位道相反方向用去冠器柄上的滑动锤冲击末端，依靠冲击力将残留粘结剂震碎，破坏其密封，使冠脱位。用去冠器拆冠时，应注意用力的大小及方向，切忌用力过猛，防止牙根折裂或损伤牙周膜。冠快脱位时，应用手指夹持，防止飞落或被患者误吞。

2. 冠的破除　属破坏性拆冠方法，适合于固位较牢的冠的去除。可用刀边砂石或柱形钻在全冠颊舌轴壁处切割，然后用小凿撬松取下冠修复体。

(陆支越)

参 考 文 献

1 Christensen GJ. Tooth preparation and pulp degeneration. J Am Dent Assoc, 1997, 128(3): 353－354

2 Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

on scientific principles. J Prosthet Dent, 2001, 85(4): 363—376

3 Reitemeier B, Hansel K, Walter MH, *et al*. Effect of posterior crown margin placement on gingival health. J Prosthet Dent, 2002, 87(2): 167—172

4 Fisher DW. Conservative management of the gingival tissue for crowns. Dent Clin North Am, 1976, 20: 273

5 Gnanasekhar JD, Al-Duwairi YS. Electrosurgery in dentistry. Quintessence Int, 1998, 29: 649—654

6 Castelnuovo J, Tjan AH. Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns. J Prosthet Dent, 1997, 785: 441—446

7 Bayindir F, Akyil MS, Bayindir YZ. Effect of eugenol and non-eugenol containing temporary cement on permanent cement retention and microhardness of cured composite resin. Dent Mater J, 2003, 22(4): 592—599

8 Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, *et al*. The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. J Prosthet Dent, 2004, 91 (5): 428—435

9 Smales RJ, Hawthorne WS. Long-term survival of extensive amalgams and posterior crowns. J Dent, 1997, 25(3-4): 225—227

10 Valderhaug J, Jokstad A, Ambjornsen E, *et al*. Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. J Dent, 1997, 25 (2): 97—105

第7章 Chapter 金瓷全冠修复

烤瓷熔附全冠（metal-ceramic crown，porcelain-fused-to-metal crown，PFMC）也称金瓷冠或金属烤瓷冠。由于它是先用金属作底层材料制成金属底层冠（又称金属帽状冠），再在其表面涂塑与天然牙相似的瓷胚，雕塑成牙冠形态，然后置入真空高温烤瓷炉中烧结熔附而成，因而烤瓷熔附金属全冠兼具金属全冠的强度和烤瓷全冠的美观。其优点是能恢复牙体的形态功能，能承受较大𬌗力，颜色、外观逼真，色泽稳定，合乎美观要求，有良好的生物相容性。其主要缺点是磨除牙体组织较多，特别是临床冠较短的牙，因牙体制备降低了𬌗龈高度，固位力较差，常需采用辅助固位形，如针道、轴沟等。

金合金易铸造、易焊接、适合性好，且耐腐蚀性和加工性能优良，所以自20世纪50年代金瓷冠研制成功后，一直选用金合金作为底层材料。但金合金价格昂贵，20世纪70年代开始用非贵金属合金作金瓷冠底层材料，但采用镍铬合金作为底层材料制成的金瓷冠易致龈缘发青、发黑。近年来采用贵金属合金、钛合金、钴铬合金作为金瓷冠底层材料者逐渐增多。

第一节 金瓷冠修复的适应证与禁忌证

一、金瓷冠的适应证

1. *牙体的形态、结构、排列异常*

（1）牙体缺损较大而无法充填治疗者。

（2）前牙切角、切缘缺损，邻面大面积缺损，常规修复难以获得良好固位者。

（3）前牙的排列、长轴方向异常，不宜或不能做正畸治疗者。

（4）后牙存在𬌗关系、邻接关系不良，或牙冠形态、位置异常，需要以修复体恢复正常解剖外形、𬌗关系及邻接关系者。

2. *牙齿颜色异常影响美观* 用其他方法修复难以获得满意效果者。如釉质发育不全、四环素牙、氟斑牙、死髓变色牙（图7-1）。

3. *防止牙齿的劈裂* 如隐裂牙、根管治疗后的无髓牙等，可采用金瓷冠修复。

4. *需要作烤瓷熔附金属固定桥固位体的基牙*

二、金瓷冠的禁忌证

1. 牙齿髓腔过大或髓角过高，牙体制备容易穿髓者。

2. 临床牙冠过短、牙体过小的牙无法保证冠的抗力和固位要求者。

3. 严重深覆𬌗、咬合紧、严重磨耗的牙，无法制备出足够的空间者。

4. 患者心身不能承受较复杂的修复治疗，或是不能与医师合作者。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 7-1 氟斑牙的金瓷冠修复

第二节 金瓷冠修复材料

金瓷冠兼具了金属的强度和瓷的美观，但如果金属与瓷的界面结合不良，会造成瓷层破裂或脱落。在金瓷材料系统中，金瓷匹配是影响金瓷冠修复成功与否的关键。

一、对金瓷修复材料的要求

1. 合金与烤瓷粉应具有良好的生物相容性，符合生物医学材料的基本要求。

2. 合金与瓷粉应具有适当的机械强度。在正常殆力和功能情况下不致发生变形，且瓷烧结冷却的收缩应力，不致使薄的金属边缘发生蠕变，降低冠边缘适合性。合金与瓷粉应有适当的硬度及耐磨损性。但烤瓷合金的硬度过高为临床调磨、修改增加了困难。瓷粉的硬度最好能与牙釉质硬度相近，以免造成对殆牙磨损。烤瓷合金应有良好铸造性能，收缩变形小，并具有良好的湿润性，以利于金瓷结合。

3. 烤瓷与合金材料的化学成分应各含有一种或一种以上相同的元素。在高温熔附时合金表面形成氧化膜，如贵金属合金中含 Si、In 等在排气过程中选择性氧化，生成 SiO_2 和 In_2O_3，这些化学反应的发生，使两种材料能紧密地结合成为一个整体，实现化学结合。而化学结合在三种结合力（化学结合、机械结合、范德华力结合）中是最大的。

4. 烤瓷与合金的热膨胀系数（α）应匹配。否则烧烤冷却后，界面将产生残余应力，影响金-瓷结合，导致瓷折裂。合金的热膨胀系数一般均高于瓷粉，经调整瓷粉的成分，加入热膨胀系数较高的氧化物以尽可能地使二者热膨胀系数相匹配。一般认为瓷粉的热膨胀系数低于合金的热膨胀系数 $1.0\times10^{-6}/℃$ 以内是匹配的。这样当 PFM 冠在烧成冷却时，由于瓷层的收缩略小于金属收缩，瓷内则会产生一定的压缩应力，由于瓷的抗压强度较高（$80\sim150kg/mm^2$），瓷内的这种适量轻微压缩应力有助于金瓷结合。但若瓷 α 远小于金 α 时，在冷却中金属收缩将使瓷层内产生过大的压缩应力，使界面的剪应力增大，易造成瓷剥脱；如瓷 α 大于金 α，在 PFM 冠烧成冷却中，瓷层收缩大于金属收缩，此时瓷内将产生张应力，而瓷的抗张强度较低（$4\sim9kg/mm^2$）极易产生瓷裂。

5. 烤瓷合金的熔点应大于烤瓷粉的熔点。合金的熔点必须高于瓷粉的熔点 170～270℃，以保证在金属基底上熔瓷时不致引起金属基底熔融或变形。

6. 烤瓷粉颜色应具有可匹配性，瓷粉的颜色应能覆盖天然牙颜色空间，而且经反复烧烤，色泽稳定，长期不变。

二、烤 瓷 粉

烤瓷材料的性能必须与合金的性能相匹配。根据金合金、钛合金、镍铬合金、钴铬合金等不同而异，但均为低熔烤瓷材料。由于这类瓷粉要与金属结合，因此在组成上与一般的低熔烤瓷粉稍

有不同。

根据烤瓷熔附金属修复的审美要求，烤瓷材料又分为：不透明瓷（遮色瓷）、体瓷、颈部瓷、切端瓷和釉瓷等。以上各种烤瓷粉在组成及含量范围上的差异，形成各层瓷的特点，如底瓷应具备良好的遮盖底层金属色的作用，而且它与金属底层冠直接接触，对于金属和陶瓷的结合特别重要。根据这两方面的特殊要求，在其基本组成中，一般 SiO_2 含量较低，而增加了 SnO_2、ZrO_2 和 TiO_2 等氧化物，既达到遮色效果，又有利于与金属结合的目的。

三、烤瓷用合金

应用于临床金瓷冠的金属可分为贵金属烤瓷合金和非贵金属烤瓷合金。目前的烤瓷合金有以下几种：含金 50%～90% 的金合金、不含金的钯-银系银合金、镍-铬系合金、钴-铬系合金和钛合金。前二种为贵金属合金，后三种则为非贵金属合金。

（一）贵金属烤瓷合金

含金量高的金合金有金-铂-钯合金、金-铂合金、金-铂-银合金等，多数为金-铂-钯合金；含金量低的金合金，则以金-钯-银系合金为主。

烤瓷用金合金的主要成分是金，金的延展性好，易加工，与其他金属易合金化。铂与钯则可以增加合金强度，降低合金热膨胀率。高含金量金合金的主要弱点是机械性能较差，而且价格较高，而中等含金量的金合金，在机械性能、价格等多方面都优于传统的高含金量金合金。

烤瓷金合金与一般使用的金合金不同。一般的金合金为金-银-铜合金，因铜能增加金合金热处理的效果，提高机械强度，是不可缺少的元素，但是烤瓷合金由于铜在陶瓷烧成时，生成氧化铜使陶瓷材料着色，影响其美学性能，因此烤瓷合金一般不含或含极少量铜。

（二）非贵金属烤瓷合金

非贵金属烤瓷合金主要为镍-铬（Ni-Cr）合金，含镍 73.6%～87.6%，铬为 12.4%～26.4%。镍的熔点为1 455℃，它的耐腐蚀性、热导率良好，具有适当的拉伸强度、伸长率、硬度和韧性。铬的熔点为1 875℃、耐氧化，密度为 7.19/cm^3，铬与镍的合金耐腐蚀性强。但采用镍-铬合金制成的金瓷冠易产生边缘灰线及牙龈变色，近年来采用钴-铬合金制作金瓷冠者逐渐增多。钴铬合金的生物相容性、机械性能、热处理性能均优于镍铬合金。

钛（Ti）合金也属于非贵金属烤瓷合金。钛合金以其良好的生物相容性以及低廉的价格，被人们重视。但与传统的金瓷冠相比，纯钛的缺点是拉伸强度、屈服强度、弹性模量及硬度较低，极易氧化，与陶瓷材料的结合强度较低。

第三节　金-瓷结合

由于金瓷冠是采用金属和陶瓷二种材料制作而成，其成功的关键，是要获得金-瓷间良好的结合，以保证金瓷冠在行使功能的过程中，能承受各方向的殆力而不致瓷的折裂或剥脱。

一、金-瓷结合原理

瓷经高温烧烤熔融附着于金属表面，形成金瓷之间的结合，其主要结合形式有化学结合、机械结合、分子引力结合和压缩结合。

（一）化学结合

化学结合（chemical bond）是金属表面的氧化层与瓷组分中的氧化物和玻璃相的界面间发生的化学反应。在瓷烧成中，金属表面集聚的氧化物向瓷层内弥散，而与不透明瓷内的氧化物产生化学反应，通过金属键、离子键、共价键等化学键的生成，相互固溶，而形成牢固的化学结合。一般认为化学结合占金-瓷总结合力的 1/2～2/3，合金表面的氧化层是化学结合必备条件。

1. 氧化膜的形成　氧化膜的形成是金瓷间化学结合的必备条件。贵金属合金中 Au、Pt、Pa 等元素不会被氧化形成氧化物，故不能与瓷产生化学结合，但在金合金中加入微量贱金属元素（Sn、Fe、In），并进行预氧化处理，金瓷结合强度可显著增加。X 线能谱研究发现：在贵金属中加入少量的贱金属元素 Sn、Fe、In 后，在近界面处 Sn、Fe、In 有下降的趋势，提示有氧化物的产生。

化学结合是金瓷间有连续的电子结构，FeO 等金属氧化物融入瓷中。由于 FeO 在瓷中的高

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

溶解性，当 FeO 在界面达到平衡状态时即可获得较强的化学结合。

有研究发现当不透明瓷中含有 SnO_2 时，金瓷结合强度明显提高。由于 SnO_2 的晶体结构与合金表面形成的金属氧化物相同，金瓷间的化学结合正是由金属氧化物相互熔结而产生的。

2. 金瓷间化学反应区的形成　由于瓷-合金氧化层-合金间存在着一定的氧浓度差，在烧烤温度下，氧离子由浓度高的瓷表面向浓度低的合金方向迁移，并在金-瓷界面发生化学反应，金-瓷界面的化学反应造成了不同金属元素在界面-合金间的浓度差，而产生金属元素和金属氧化物向界面的迁移，随着反应过程和迁移的进行，反应区便在界面形成了，此反应区使金瓷间建立了牢固的化学结合。

(二)机械结合

机械结合(mechanical bond)指金瓷间的相互交错、嵌合而产生的一种结合力，属于物理结合。瓷经高温熔融后，渗入经过粗化处理凹凸不平的合金表面，形成金瓷间相互嵌合锁结的机械性结合。当金属表面粗化(打磨、喷砂、酸蚀)后，其表面产生不规则的凸凹平面。粗化的表面较之光滑面，结合强度大幅度提高。电镜观察发现瓷不仅能覆盖在金属表面，且可深入到粗化的金属内部 0.1～1.0μm，呈交错状，起机械嵌合作用而使结合强度增加。

(三)分子引力结合(范德华力)

范德华力(van der Ward force)指两种极化的分子或原子在一定范围内互相靠近而产生静电吸引，无电子交换，也属物理结合。当熔瓷覆盖在合金表面，两者紧密接触时，将产生范德华力，这种结合力十分微弱，但有助于化学结合，合金表面的润湿效果越好，范德华力越大。

(四)压缩结合

压缩结合(compressive bond)是由于瓷粉与合金之间存在热膨胀系数差而产生的。一般瓷粉比合金的热膨胀系数略小，在冷却过程中，金属比瓷粉收缩快而大，瓷的界面就会受到合金收缩的影响，使内部产生压缩力，对合金表面起到捆紧作用，而有利于金瓷结合。因此，金属与瓷的热膨胀系数匹配恰当，是获得良好的金瓷结合的重要因素。一般认为瓷的热膨胀系数应略小于金属，两者相差在 $1.0\times10^{-6}/℃$ 范围内。

二、金瓷修复材料与金瓷结合强度

(一)贵金属烤瓷合金

Brecker 等在 1956 年首次介绍金瓷冠时，认为贵金属烤瓷合金与瓷的热膨胀系数相匹配，非常适宜作为烤瓷合金。Lorenzana 等认为钯合金承受负荷的能力较金合金好，但完全不含金的钯合金，结合强度要差于金合金，含 2%金的钯合金其金瓷结合强度明显提高。

(二)贵金属与非贵金属烤瓷合金

Rake 等比较了三种烤瓷合金，发现金-钯-铂(Au-Pa-Pt)合金的金瓷结合强度要高于银-游离金-钯合金(Ag-free gold-Pa)，而 Ni-Cr 合金的结合强度最差。Usalo 等通过剪切实验比较了四种金合金与三种非贵金属合金与瓷的结合强度，发现金合金的结合强度优于非贵金属合金。而 Moffa 则发现非贵金属镍-铬-钴-钯(Ni-Cr-Co-Pa)合金的金瓷结合强度优于 Ni-Cr 合金，而金合金最差。

(三)非贵金属

Wu 等认为含 Be 的 Ni-Cr 合金金瓷结合强度优于不含 Be 的 Ni-Cr 合金。何惠明等的研究发现钛-瓷的结合强度明显低于钯-铜(Pa-Cu)合金、Ni-Cr 合金的金瓷结合强度。而 Persson 和 Bergman 的研究发现钛-瓷的结合强度要高于金合金的金瓷结合强度。钛合金作为非贵金属烤瓷合金，其金瓷结合强度的提高尚待进一步研究。

(四)瓷的性质

应用于烤瓷熔附金属修复体的陶瓷属于低熔瓷。不同的瓷粉与不同金属的结合强度是有差异的。Hammad 和 Stein 的实验发现，当使用 Ceramco Ⅱ瓷时，非贵金属合金的结合强度优于贵金属合金；当使用 VITA 瓷时，非贵金属合金的结合强度与贵金属合金间无差异。

瓷对金属的润湿性：润湿角的大小表征润湿性的优劣，角度越小润湿性越好。影响润湿性的因素有物体的表面张力、陶瓷的黏度、液体的状态、金属表面粗糙度以及清洁程度。烤瓷对合金表面的湿润性越好，产生的范德华力也越大。

三、提高金-瓷结合强度的措施

金瓷间热膨胀系数的差异可导致金-瓷结合

界面残余应力的产生，而影响金-瓷结合强度，金-瓷间的结合力均有赖于瓷在金属表面的润湿效果，因而金属的表面处理非常重要。同时，金瓷修复体的设计与制作亦可影响金瓷结合强度，不适当的设计与制作均可导致崩瓷。

（一）热膨胀系数

烤瓷合金与烤瓷粉间热膨胀系数的差异可导致金属-烤瓷界面产生残余应力，影响金-瓷的结合强度，导致瓷折裂或剥脱。界面金属的热膨胀系数一般较瓷高 2～3 倍，故应适当调整瓷的成分，提高其热膨胀系数，并选用热膨胀系数较低的金属，使两者的热膨胀系数相近。如瓷热膨胀系数与金属热膨胀系数相等，此时两者以相同速度冷却收缩，它们之间没有尺寸变化差别，互不施加应力，瓷裂和变形均不发生，但这种理想的金瓷间热膨胀系数匹配难以获得。如瓷热膨胀系数大于金属热膨胀系数，此时瓷在冷却过程中，瓷层收缩大于金属，瓷层将给金属以压应力，而金属则予瓷层以张应力，因瓷是脆性材料，拉伸强度低（40～90MPa），如金属给予的张应力超过了瓷的拉伸强度极限，瓷层就发生断裂。由此，瓷的热膨胀系数（瓷 α）应略小于烤瓷合金（金 α），这样在 PFM 全冠出炉冷却时，不致因瓷层受到张应力而发生瓷裂（图 7-2）。据雷亚超等的研究发现瓷 α 与金 α 为 $0.9\times10^{-6}/℃$ 与 $1.5\times10^{-6}/℃$ 左右较为合理，若超过此范围，由于界面上温度效应产生的应力，将会使 PFM 全冠出现瓷裂。一般来说同一个厂商生产的烤瓷合金和瓷粉间热膨胀系数匹配性较好。

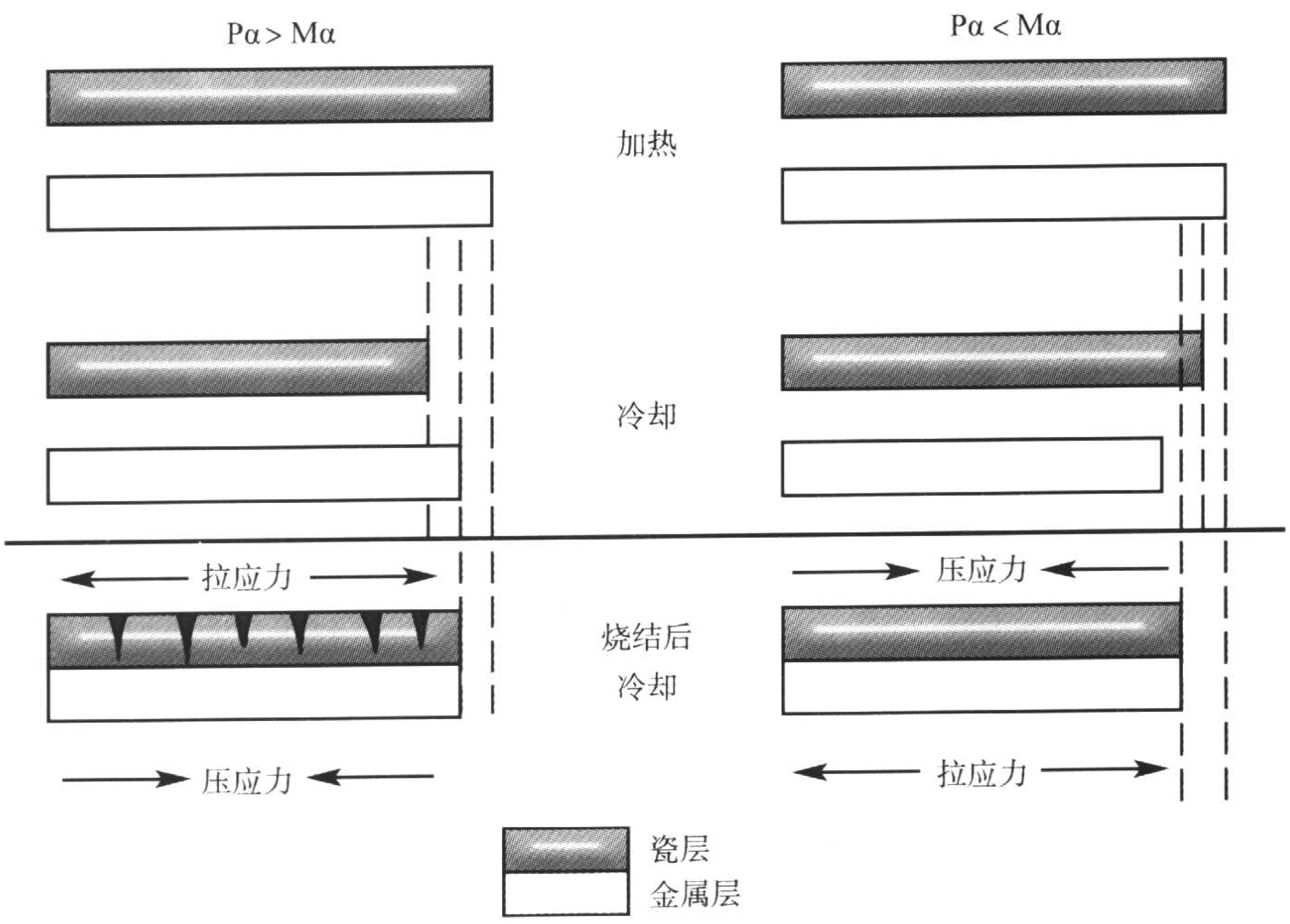


图 7-2　金-瓷热膨胀系数与瓷裂

Pα-瓷热膨胀系数；Mα-金属热膨胀系数

（二）金属表面处理

1. *金属表面的粗化*　金属表面有一定粗度可以增加表面积，增加机械嵌合，有助于金瓷结合强度的提高。Lavine 等通过实验证实金属表面粗糙度大的比未粗化的结合强度高 13%～15%。粗糙的表面不仅提高了与瓷的机械嵌合作用，同时也提供了更多的金瓷结合面积，有利于化学结合力的提高。同时相对粗糙的表面可使瓷的接触角减小，从而改善金属对瓷的润湿性。但过于粗糙的金属表面不仅易造成界面应力集中，而且易使界面形成微孔和气泡，瓷的润湿性差而导致金瓷结合强度下降，因此金属表面不应过于粗糙。

一般用 50～100μm 的氧化铝喷砂处理即可。非贵金属合金质硬，宜采用 100μm 粒度的 Al_2O_3 喷砂粗化，而贵金属则宜采用 50μm 以下粒度进行表面喷砂粗化。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. *有机溶剂清洗* 为提高瓷的润湿效果，需采用某些溶剂来清洗打磨附着在金属表面的杂质，如喷砂颗粒、磨头粘结材料及术者手上污染的油脂等。由于 Al_2O_3、SiC 等杂质不溶于酸中，所以用氢氟酸、盐酸清洗作用很小，而用四氯化物、三氯乙烯、醋酸乙酯、丙酮等则可有效地去除这些物质，从而控制界面气泡。还有学者认为 92%乙醇及蒸馏水或流水冲洗也可有效地去除杂质及污染物。但 70%的乙醇含有芳香族类物质及矿物油类，易污染金属表面，因而不宜采用。

3. *除气* 除气是指在真空高温下排出金属熔化时混入的气体及表面杂质，其主要目的是：使非贵金属元素渗透到金属表面形成氧化膜、排出金属表面的空气、降低合金表面粗糙度、熔化附着在金属表面的杂质及产气物质。

除气持续时间对结合强度有明显影响，不同的烤瓷合金其除气持续时间不同，一般以 0～4min 为宜，亦有学者报道 5～20min 为佳。

4. *预氧化* 预氧化是为了在合金表面形成一层均匀一致的、厚度适宜的氧化膜，在烧烤时与瓷中氧化物发生化学反应而达到化学结合。合金表面氧化层是金瓷结合的前提，有助于熔瓷在合金表面的润湿作用，使各种结合力得以充分的发挥。纯贵金属表面不会被氧化生成氧化膜，故不能与瓷产生化学结合。因此贵金属合金中通常添加有 1%以下的非贵金属，如铁、铟、锡等。非贵金属镍铬合金(Ni-Cr)中添加有 1%的微量元素，如钛、锡、钼等，除了可增强合金机械强度之外，钛、锡、钼等的氧化物也能增加瓷金结合强度。Shell 等认为一些微量元素的加入，比如锌-铁(Zn-Fe)复合物，可以使结合强度增加 2～3 倍。金属氧化物介于合金与瓷之间，一方面与瓷的氧化物是离子键和共价键的化学结合，另一方面，氧化层本身又与合金直接相连，因此形成了牢固的化学结合。

一般认为氧化膜以 0.2～2.0μm 最佳。氧化层不足会降低金瓷结合强度。氧化层过厚也会降低瓷金结合强度，这是因为氧化层的热膨胀系数与合金以及瓷的不同，在加热冷却时，会在界面产生不同应力而导致金瓷结合失败。而非贵金属合金在加热时，表面常形成较厚的、多种氧化物混合存在的氧化层。

为控制合金表面氧化膜的厚度，可采用以下方法：控制预氧化的时间和温度，在真空条件下烧烤，上瓷前均匀磨去一层，直接上瓷。

5. *酸浸蚀* 酸浸蚀的目的在于去除在加热过程中形成的 SnO_2 以外的多余氧化物；改善氧化后合金的表面颜色；溶解金属表面的有机物及杂质，阻止界面气泡形成；降低金属表面过大的粗糙度。酸浸蚀只适用于贵金属烤瓷合金，酸蚀可以增大瓷金结合的表面积，从而增加机械结合力，该处理也可以使氧化物从合金表面移出，增加化学结合力。

一般采用 30%盐酸、50%氢氟酸及 5%的稀硫酸。氢氟酸可与除金、铂、钼等贵金属元素外的金属反应，可以腐蚀 SiO_2、$CaSiO_3$，并有效地去除附着在金属表面的瓷。Atta 等报道经酸处理可大大提高金-瓷结合强度。尽管酸浸蚀可有效控制界面气泡及改善颜色和工艺，但反复酸浸蚀可使金属表面的贱金属氧化物减少，而不利于金-瓷间化学结合，且氢氟酸具有高度挥发性、腐蚀性和剧毒性，因此临床上应慎用或少用。

6. *结合剂的应用* 结合剂通过增加金瓷相容性以减少界面残余应力，阻止不良氧化层形成，从而提高金瓷结合强度。同时，涂布结合剂于合金表面，还可以起到调整、改善底层冠颜色，使其更好地与天然牙色匹配，结合剂与瓷同质，两者有高度亲和力，可提高瓷的润湿效果，并避免界面气泡的形成。

但结合剂也可能会阻止金属表面氧化物与瓷的充分反应，而造成金瓷结合强度的下降。因此，结合剂的使用可提高某些合金与瓷的结合强度，但并非所有的合金与瓷的结合强度皆可通过结合剂的使用得以加强。对一些纯贵金属来说，因其不含贱金属元素，表面不会形成氧化膜，与瓷间不会形成化学结合，因此，表面涂布一层含有易氧化的锡、钼的结合剂，烧烤时可形成一薄层氧化膜，有利于金瓷间化学结合的形成，从而提高结合强度。有学者曾用结合剂涂布于金合金表面，金瓷结合强度比不用结合剂者大 6%～10%。

(三)修复体的设计与制作

1. *金属底层冠厚度* 底层冠的厚度应控制在一定的范围内。一般要求贵金属合金底层冠厚为 0.3～0.5mm，Ni-Cr 合金底层冠厚为 0.2～

0.3mm。过厚或过薄均可能因金属收缩大，铸造精度差或金属蠕变等而导致瓷折裂。Ni-Cr 合金底层冠厚度小于 0.2mm 时，其热稳定性差，易变形，表层瓷受到压应力小，抗瞬间表面张应力较低而易致瓷脱落。

2. *瓷层厚度* 底层冠表面应圆滑，避免形成锐角、凸角及倒凹，以保证瓷层有均匀的厚度（1.2～1.5mm），以避免烧烤过程中瓷层的不均匀收缩，造成应力集中，以利于金瓷达到良好的结合。如瓷超过一定厚度又缺乏金属支持，在前伸，侧向功能运动中受剪切力造成崩瓷。因此前牙切端瓷厚度不宜超过 2.5mm，后牙牙尖厚度不宜超过 2.0mm。

3. *金-瓷边缘连接* 烤瓷边缘与金属连接处应呈直角或对接形成，而不应以薄的瓷边缘覆盖金属表面。咬合力不应直接接触在金属与烤瓷的连接处，因该处缺乏瓷的平衡压缩力，是冠的薄弱部位，当承受𬌗力时，易影响金瓷结合而导致瓷脱落。上切牙金瓷边缘连接处应避开下切牙的切缘，后牙颊面烤瓷者，金瓷边缘连接处应避开功能牙尖，以免崩瓷。

4. *升温与冷却速度* 匹配良好的金瓷系统，其热膨胀和收缩也不可能绝对一致，其结果将产生残余应力，当冷却足够慢时，残余应力较小，不会影响金瓷结合。如冷却过快，瓷层将受到瞬间应力，当瞬间应力大于瓷本身的拉伸强度时，则会导致瓷裂以释放应力。加热过快则会造成瓷层聚合不良而致瓷裂。因此，在瓷的烧烤中，应均匀地缓慢升温和冷却。

5. *烧结温度与烧结次数* 高温烧结要比低温烧结的金瓷结合强度高。有学者发现提高烧烤温度可以大大提高金瓷结合强度，而过多的烧结次数则会导致结合强度的降低。其可能原因是多次烧结使陶瓷中白榴石晶体的含量增加，而使金瓷间热膨胀系数失去匹配所致。同时，反复烧烤可造成瓷层内气泡增多。为保证金瓷系统的热膨胀系数匹配，应尽可能地限制烧结次数。

第四节 金瓷冠修复体的增强措施

陶瓷材料因其理化性能稳定、抗腐蚀、耐磨、导热、导电性差，作为口腔修复材料具有良好的生物安全性。然而，陶瓷材料的拉伸强度低、脆性大易折裂。尽管新型的口腔陶瓷材料在机械强度特别是挠曲强度上有较大的提高，然而其固有的脆性仍是限制其临床应用的一个重要问题。

一、陶瓷材料的力学性能

陶瓷材料通常含有结晶相与玻璃相，结晶相含量的多少与材料的强度关系很大。一般情况下，结晶相含量增高，材料的强度增加。口腔陶瓷材料为保持其一定的半透明度，须含有大量的玻璃相，限制了其强度的提高。

陶瓷材料的折裂，通常皆经历两个阶段，即裂纹的形成与裂纹的扩展。口腔陶瓷在其制作修复体的过程中，微裂纹的形成是不可避免的，如修复体的研磨，抛光等皆可在陶瓷表面形成微裂纹，过快的冷却速度亦可能在陶瓷表面形成微裂纹，微裂纹的形成使修复体的强度大为降低。

表面微裂纹虽然很小，但这种裂纹可导致应力集中。在金属中，这种应力可通过弹性形变来消除，但由于陶瓷材料无延展性，这种应力难以消除。如果材料在拉应力作用下，集中的应力很容易超过陶瓷材料的拉伸强度，而使裂纹深度增加，裂纹越深，应力集中越明显，最终导致材料的折裂。

由于存在临界以下的裂纹扩展，因此只要存在应力，裂纹就有扩展的可能。如果应力足够大，或裂纹足够深，则可发生陶瓷的折裂。如果应力很小，裂纹在开始时只是缓慢扩展，直至达到其临界深度，也就是在一定的力作用一定的时间之后才出现折裂，这种滞后现象称为疲劳。

由于陶瓷修复体在口腔潮湿的环境中，承受持久的𬌗力载荷，如果陶瓷修复体存在有微裂纹，即使𬌗力载荷在修复体中产生的应力未超过陶瓷材料的拉伸强度，亦有可能出现陶瓷的折裂。临床上有时可见到在无过度外力作用下陶瓷修复体折裂，就可能与此疲劳现象有关。

二、金瓷修复体的增强措施

牙科陶瓷修复面临的主要问题是牙科陶瓷的烧结缺陷、表面微裂纹的形成及其进行性扩展等

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

问题，这些缺陷常常使瓷修复体强度达不到设计强度，而影响修复体功能的正常行使。如何减少裂纹、并防止其扩展，直接关系到瓷修复体的强度和使用寿命。有多种方法可以增强瓷修复体的强度。

（一）真空烧结

真空烧结可避免气体的陷入，提高材料的致密度，而使其强度增加。但亦有学者发现，真空烧结只能减少气孔的形成，增进修复体的半透明度，但对其强度无明显影响。

（二）消除陶瓷修复体表面缺陷-微裂纹

由于在陶瓷修复体制作过程中，保护原始的表面不受损伤是不可能的，即表面微气孔，微裂纹的形成是不可避免的，如何消除其表面缺陷，对于提高修复体的强度是十分重要的。

表面人工上釉是消除陶瓷修复体表面缺陷的一种较好方法。由于熔融的釉料可流入表面微孔，因而可防止陶瓷在承受应力时，这些微孔作为折裂的起始点。人工釉料可作为一种封闭剂，防止裂纹的形成与扩展。从修复体强度测试结果来看，人工上釉的陶瓷修复体其强度显著高于自身上釉或自身上釉与抛光者。

（三）使修复体表面处于压应力状态

由于陶瓷材料具有较高的压缩强度，而拉伸强度低，在其表面形成压应力层，可有效地缓解由于表面缺陷造成的裂纹形成与扩展，从而提高修复体的强度。应用热膨胀系数稍小于体瓷的釉料进行人工上釉是表面形成压应力的一种有效方法。

钢化亦是在陶瓷表面形成压应力的一种措施，可分为热钢化和化学钢化。

热钢化是将材料快速冷却，使表面在内部温度还较高时已成固态，当内部继续冷却收缩时，表面不再随之收缩，而使其产生压应力。

化学钢化，即采用离子交换（ion-exchange technique）的方法在表面形成压应力层。在温度低于材料转变温度（T_g）的条件下处理材料，使材料中较小的离子与外部熔体中较大的离子进行离子交换，如 K 离子与 Na 离子的交换，这种离子交换，使材料表面形成较高的压应力带。离子交换在陶瓷表面形成的压应力层虽不能阻止微裂纹形成，但能阻止微裂纹扩散，因此可提高陶瓷的强度。离子交换适用于各种长石质陶瓷，该技术能增加陶瓷表面挠曲强度 32.5%（Vita VMK 68）到 96.8%（Cryster body）不等。

实现离子交换的方法通常有两种，第一种称为熔盐浴法，将瓷修复体浸入在烤箱内熔化的盐熔液中（如熔化的 KNO_3 中）进行离子交换并保持一段时间；第二种方法是盐浆涂层法，即将金属盐类涂于修复体表面进行处理。

三、修复体的设计

陶瓷材料通常具有较低的拉伸强度。陶瓷的折裂常源于修复体表面的张应力，金瓷修复体的设计应尽可能减小这种不利的张应力。如在承受殆载荷时，金瓷冠唇侧边缘为一高应力集中区，增加唇侧边缘金属底层的厚度可有效地降低此应力，而防止边缘瓷体的折裂。

光弹应力分析与有限元应力分析结果为金瓷冠的设计提供了一定的科学依据：

1. 金瓷冠的牙体制备近远中向应尽可能地对称。
2. 避免设计中的尖锐点、线转角，制备体表面应光滑，以避免应力集中。
3. 边缘设计成圆钝内线角的肩台或凹面型。
4. 较厚的金属应位于舌侧肩台区，以降低应力。
5. 金瓷连接处应尽可能远离咬殆接触区。

根据这些原则，可在一定程度上减小金瓷修复体瓷折裂的可能。

第五节　金瓷冠的修复设计与临床

一、修复前的牙龈预备

金瓷冠修复前应对修复牙的牙龈健康状态进行评估，对患有龈炎或牙周疾患者应予以相应的牙周治疗，应做全口牙洁治。其次对于前牙，除应注意牙周组织的健康外，还应考虑牙龈组织的美观问题，对于影响金瓷冠修复美观的牙龈问题做相应的修整和处理。如对牙龈增生者可行牙龈成

形术，以恢复正常的牙龈形态；对轻度牙龈退缩者，可适当调整邻牙的牙龈曲线，使相邻牙的牙龈形态协调一致，也可将金瓷冠的颈缘设计成龈色或牙根色，以达到视觉上的和谐；对一些无条件或不愿意做正畸治疗的错位牙、扭转牙，可通过牙龈成形术，以改善牙龈缘曲线或调整牙面长宽比例使之协调，重建和谐自然的牙龈形态。

二、金瓷冠设计

（一）瓷面覆盖形式

1. 金瓷冠瓷面有两种覆盖形式，即全瓷覆盖和部分瓷覆盖。

（1）全瓷覆盖：为金属底层冠表面全部覆盖为瓷层。由于瓷的收缩率大，为保证金瓷冠颈缘的密合性，冠的舌侧颈缘可不覆盖瓷层（图 7-3）。全瓷覆盖适用于殆关系正常的前、后牙金瓷冠修复。

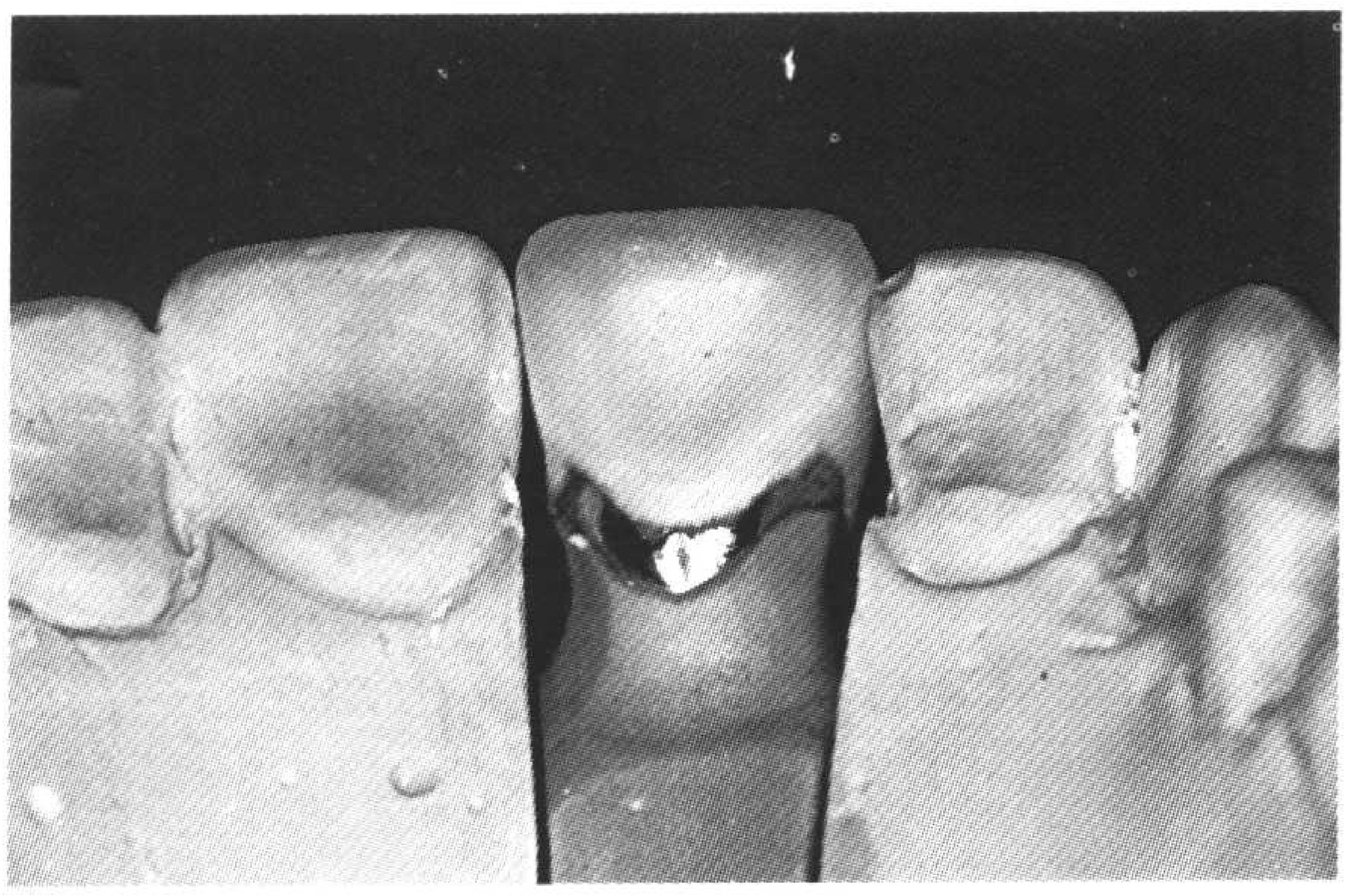


图 7-3 舌侧金属颈缘

（2）部分瓷覆盖：为金属底层冠的唇颊面用瓷层覆盖，前牙舌面及后牙舌面、殆面有金属暴露。部分瓷覆盖适用于咬合紧、殆力大的牙或作为固定桥的固位体。瓷与舌侧金属的衔接关系可有多种形式，但应避开咬合接触区，为保证衔接处的瓷强度，防止遮色瓷暴露，应确保金属支撑面积，使金-瓷呈对接形式。

2. 前牙金瓷冠的设计

（1）全瓷覆盖：金属底层冠的唇、舌面、邻面均为瓷层覆盖，仅舌侧或腭侧颈缘处暴露一金属环，适用于咬合正常者。

（2）部分瓷覆盖：在舌侧或腭侧，或者舌中1/3处、颈 2/3 处暴露金属，其余部分有瓷层覆盖，适用于咬合紧者。

3. 后牙金瓷冠的设计

（1）全瓷覆盖：金属底层冠的颊面、舌面、邻面和殆面全部为瓷层覆盖，仅舌（腭）侧颈部暴露一金属环，适用于咬合正常者。

（2）部分瓷覆盖：舌（腭）面、或上磨牙殆面、下磨牙颊面暴露金属，其余牙面有瓷层覆盖。

（二）边缘形态设计

金瓷冠颈缘制备形态与金瓷冠的边缘强度及边缘适合性有关。通常，金瓷冠的牙体颈缘制备的基本形态有：凹面（chamfer）、深凹面（beveled chamfer）、肩台（shoulder）、刃状或羽状（knife edge，feather edge）等（图 7-4）。

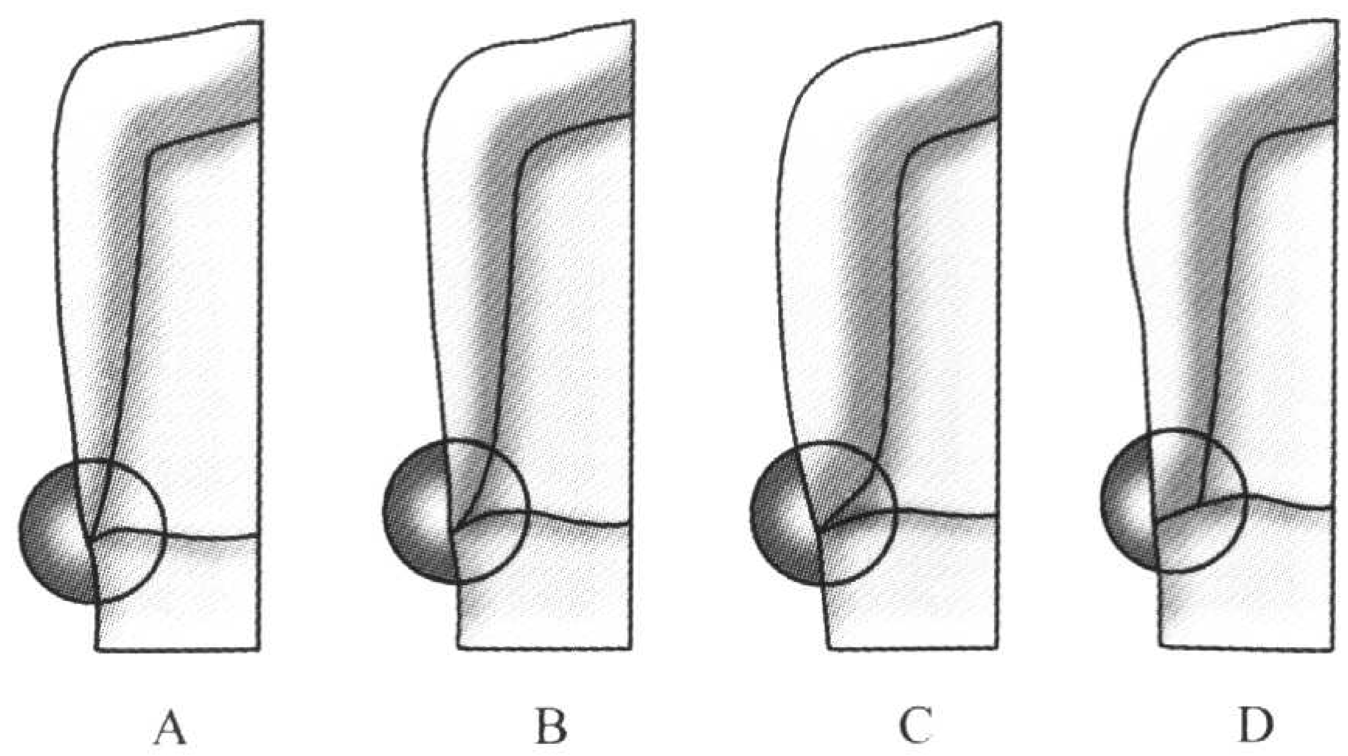


图 7-4 各种金瓷冠边缘形态设计

A. 刃状；B. 凹面；C. 深凹面；D. 肩台

凹面边缘制备的主要优点是由于轴壁与龈壁没有明显的线角，可补偿由于金属收缩而引起金属底层冠的边缘过短，并且有清晰的边缘终止线，易于制得精确的金瓷冠边缘。其缺点是由于金属底层冠边缘较薄，瓷体烧烤时底层冠边缘的变形量较大，而且与肩台型边缘制备相比其瓷层提供的空间小，修复体美观效果受影响。

肩台型边缘制备又称为对接式牙体制备（butt joint preparation），与深凹型边缘制备的区别是龈缘的轴壁与龈壁处磨除更多的牙体组织并形成一定的线角，其龈轴壁交角应为 90°～120°。肩台宽度一般为 0.8～1.0mm，若制备不足，或因颈部瓷层太薄，瓷透明度低、透露出金属灰色、冠边缘强度降低，或为了保证边缘强度与瓷层厚度，而增加了冠边缘突度，致使全冠颈部外形过突，刺激边缘龈组织。若肩台宽度制备过大，可能会引起牙髓损害，因为颈部髓腔壁牙本质较薄，一般为 1.7～3.0mm，轴壁的牙体组织虽然较厚，但为了

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

消除倒凹，过宽的肩台制备可能需要磨除更多的轴壁牙体组织。肩台型边缘制备的主要优点是金属底层冠的边缘与牙体组织对接，金属在该处加厚，烤瓷时的变形量较小；由于龈端磨除更多的牙体组织，为瓷层提供的空间大，瓷层厚度增大，美观效果好；龈缘终止线清晰，易于判断冠的就位状态。其主要缺点是在铸造底层冠时可因金属的收缩而使其边缘变短。

刃状或羽状边缘制备由于边缘无瓷层覆盖显露金属，一般仅用于金瓷冠舌侧或邻面的边缘制备。刃状或羽状边缘制备的优点是牙体制备量最小，边缘密合度高、易于制作。其主要缺点是边缘显露金属，影响美观，难以判断金瓷冠的就位状态。

一般认为刃状或羽状边缘制备的边缘适合性最好，凹面边缘制备次之，而肩台型边缘制备的边缘适合性最差。但多数学者的临床及实验室研究显示：金瓷冠的边缘制备形态与其适合性无关。因此，边缘形态设计的选择不应基于边缘适合性的考虑，可根据个人的喜好、美观、易于制备制作、金瓷冠的边缘类型（金属边缘、全瓷边缘）可灵活选择。

三、牙体制备

金瓷冠的牙体制备要求基本上与金属全冠相同。但金瓷冠是由瓷与金属联合制成，牙体磨除的量应能为瓷和金属提供足够的空间，才能恢复正确的牙体形态、而不致透露不透明瓷层影响美观，因此需磨除更多的牙体组织。由于瓷的脆性，需一定的厚度以满足其强度与颜色要求，1.5～2.0mm的瓷层厚度是最理想的，但对于活髓牙有时不可能达到，特别是下前牙。牙体各轴壁制备出的间隙需满足金属底层冠约0.3mm厚，不透明瓷0.2～0.3mm厚，体瓷0.8～1.0mm，总厚度为1.5～2.0mm。若为部分瓷覆盖，没有瓷覆盖的部分可只制备出金属的间隙。前牙切端、后牙𬌗面应至少制备出1.5～2.0mm的间隙，并保证在正中𬌗及非正中𬌗时均有足够的间隙以确保金属与瓷的厚度。

龈下边缘由于边缘为牙龈组织覆盖，在开始时较为美观，但如边缘不密合、有悬突，则易引起不同程度的牙龈炎症，而影响美观。如采用龈上边缘，则在修复前应告知患者。

（一）牙体制备的基本要求

1. *切缘及𬌗面*　前牙切缘磨除1.5～2.0mm间隙。上前牙斜面斜向舌侧，下前牙切斜面斜向唇侧，与牙长轴呈45°角。后牙𬌗面若为全瓷覆盖应磨除约2.0mm间隙，若为金属不用瓷覆盖，可磨除0.5～0.8mm的间隙，保持原有的𬌗面外形，并使其在正中𬌗与非正𬌗功能运动中均保持足够间隙。

2. *邻面*　邻面制备应消除倒凹，磨除约1.5mm间隙，在切龈、𬌗龈向相互平行或向切、𬌗方聚合2°～5°。

3. *唇颊面*　前牙唇面的牙体制备应根据制备牙的唇面曲度进行制备，厚度为1.5～2.0mm。后牙颊面的制备应消除倒凹，制备厚度为1.5～2.0mm。

4. *舌面*　前牙从舌隆突至龈缘应磨除倒凹，并与唇面的颈1/3平行或聚合2°～5°，舌隆突以上的舌面制备应与牙体舌面外形一致，若为全瓷覆盖应均匀磨除1.0～1.5mm间隙，若不覆盖瓷层，磨除0.5～0.8mm的间隙即可。后牙舌面磨除量与前牙相似，若为全瓷覆盖应均匀磨除1.0～1.5mm间隙，并消除舌面倒凹。若不覆盖瓷层，则磨除0.5～0.8mm。

5. *颈缘*　在做牙体颈缘制备之前，应先做排龈处理，使之充分显露颈缘区并防止损伤龈缘出血，影响颈缘制备。排龈线可浸泡肾上腺素或其他收敛剂，以起到暂时止血和使龈组织收缩的作用。使用专用工具或钝头器械将排龈线塞入龈沟内，排开游离龈缘，并注意不能损伤牙龈组织。排龈线置入龈沟内数分钟后再取出，行颈缘制备。

前牙、前磨牙的唇颊侧颈缘可深入龈缘以下0.5～0.8mm，制备成肩台型或深凹面，肩台宽0.8～1.0mm。舌腭侧颈缘可制备成羽状型或刃状型，边缘可止于龈缘或龈缘上。

6. *前牙切缘、后牙𬌗缘及各轴面角*　应磨圆钝，消除锐角或锐嵴。

（二）牙体制备量

上述牙体制备对于磨除量的要求基本上是基于金瓷冠制作中金属与瓷层厚度的要求，然而，牙体组织，特别是对于活髓牙，能否满足这种要求是临床上进行牙体制备时必须考虑的另一问题。通

常建议的唇颊面牙体制备量为1.2～1.5mm。然而，对拔除牙的测量研究发现：不同部位的牙齿及同一牙齿的不同部位牙面与髓腔间的牙体组织厚度不同，上颌中切牙唇面中1/3与髓腔之间的厚度为1.7～3.1mm，而颈部的厚度则更小。另有研究提示：此厚度与年龄有关，年轻人（10～19岁）中切牙唇面牙釉质和牙本质的厚度为1.8mm，而40～60岁者则为2.0～2.8mm。El-Hadary等测量的前磨牙颈部牙表面与髓腔间的平均厚度为2.2mm（25岁）～2.5mm（50岁）。Stambaugh和Wittrock测量了252个拔除的切牙、尖牙、前磨牙与磨牙（28～37岁）牙颈部牙釉质和牙本质的厚度，下颌中切牙牙颈部的厚度最小（平均2.08mm），下颌第一磨牙厚度最大（平均2.97mm）。

这些测量还没有考虑到轴面聚合度的影响，如果轴面制备一定的聚合度，制备牙轴面可能需要更多的磨除，因而可显著影响剩余牙体组织的厚度。Doyle等测量了年轻人前磨牙两种边缘制备宽度（0.8mm和1.2mm）和四种聚合度（5°、10°、15°、20°）时的剩余牙体组织厚度，结果发现聚合度为20°、边缘制备宽度为1.2mm时，某些牙面的剩余牙体组织只有0.3mm。对于年轻患者，轴面大于1.0mm的磨除可能会削弱剩余牙体组织结构。牙齿厚度的测量结果提示：为了保持金瓷冠修复后牙髓组织的健康，有些牙可承受1.2～1.5mm的轴面磨除，而有些牙则可能会伤及牙髓。

通常建议的切/𬌗磨除厚度为2.0～2.5mm。切/𬌗牙体厚度的测量显示：年轻人中切牙的切端与髓角间有大于4mm的牙体组织。成年人（40～60岁）牙齿切/𬌗的牙体组织厚度为6.2～6.3mm。EL-Hadary等测量的前磨牙髓角与牙尖间的平均牙体组织厚度为5.0～5.5mm，Stambaugh和Wittrock测量的后牙髓角与牙尖间的平均牙体组织厚度为5.0～7.0mm（上、下颌不同）。因此切/𬌗磨除2.0mm是可能的。

（三）牙体制备方法

临床上，在了解了金瓷冠牙体制备的基本要求后，还应该了解如何选择适当的工具及适当的牙体制备方法，方可使制备的牙体能满足牙体制备的基本要求，并提高牙体制备的临床工作效率。

1. 钻的选用　通常可采用金刚砂钻进行金瓷冠的牙体制备。不同的金刚砂钻有不同的金刚砂粒度，其磨切效率不等。颗粒粗者磨切速度快，制备牙体表面的粗糙度大；颗粒细，则磨切速度慢，但制备牙体表面相对光滑。钻生产厂家通常以不同的颜色表示钻粒度的大小（图7-5）。

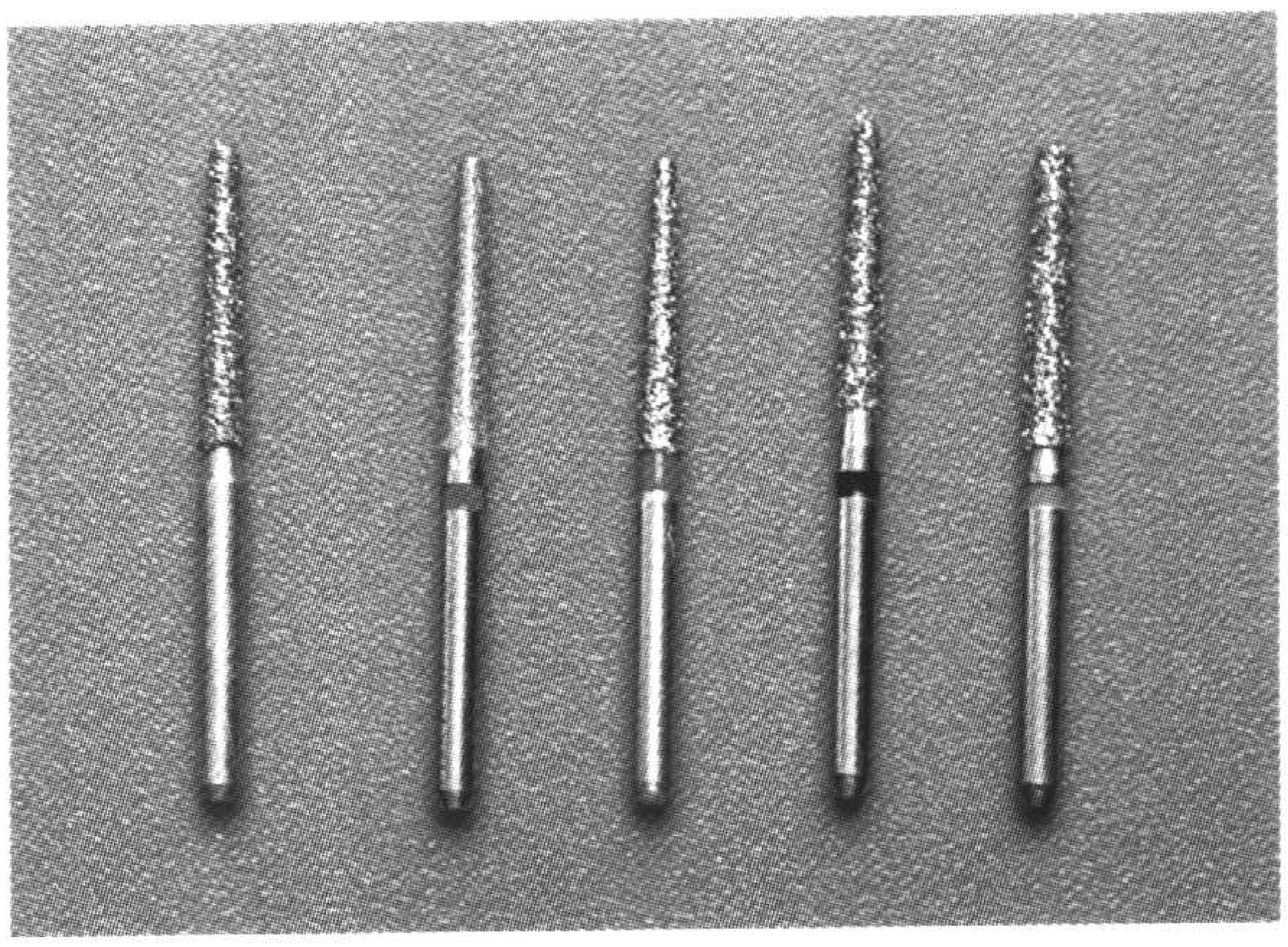


图7-5　不同粒度的金刚砂钻

金刚砂钻的形态应与制备牙面匹配。金刚砂钻的磨切端通常具有不同的锥度，用于制备牙体的钻锥度可作为制备体轴壁聚合度的参考。制备钻直径可影响磨切速度，同时亦可作为制备深度的参考。轴面制备时，制备钻的末端形态可影响边缘形态的制备，临床上应根据边缘制备形态设计选择适当的制备钻（图7-6）。如设计为肩台型边缘，可选用末端为平面的钻；如设计为凹面型边缘，可选用末端为球形的钻；如为刃状或羽状边缘制备，则可选择末端为圆锥形的钻。

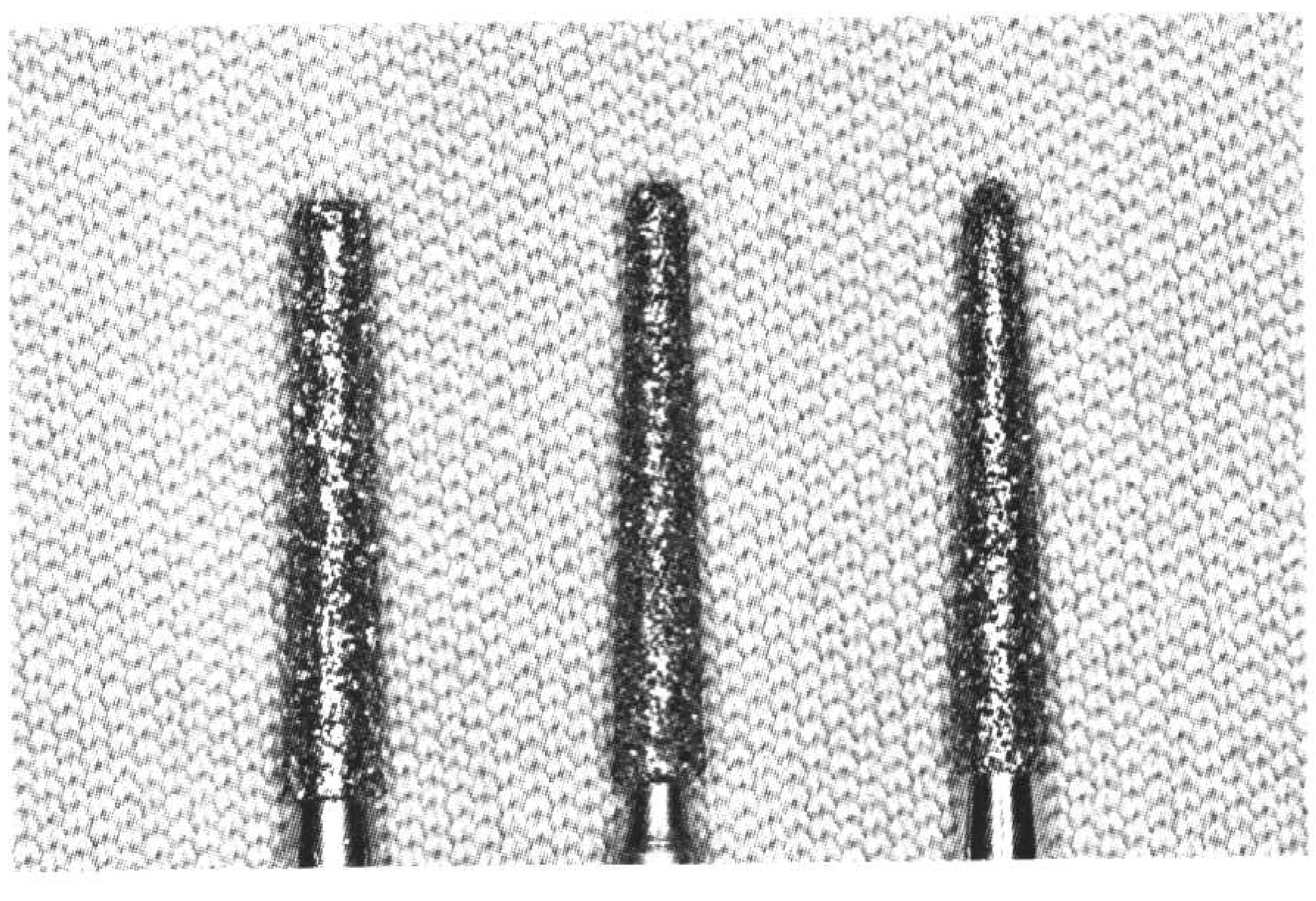


图7-6　不同末端形态的金刚砂钻

2. 牙体制备深度的控制　牙体制备深度的控制对于牙体制备的质量有很大的影响。临床上

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

控制制备深度的方法有：根据视觉观察并参考制备钻的直径进行牙体制备、半侧制备对比厚度、采用片切的硅胶指示进行牙体制备、采用有深度指示的钻进行牙体制备。通常制备肩台的宽度在制备体边缘处可见，𬌗面制备量可通过咬合检查。

硅胶指示(silicone index)是在模型上用蜡将患牙恢复为正常的外形后，应用橡胶印模材料采取局部印模而成。有学者对这三种牙体制备方法进行比较发现：仅根据视觉观察并参考制备钻的直径进行牙体制备易造成前牙的唇面制备不足和切端的过度制备，而采用片切的硅胶指示和有深度指示的钻进行牙体制备则可获得较为准确的制备深度。因此，临床上在进行金瓷冠的牙体制备时，应尽可能采用片切的硅胶指示或有深度指示的钻进行牙体制备。

3. 排龈　在进行龈下边缘制备前应做排龈处理，以便精确的边缘制备，并避免牙龈组织的损伤。根据患牙龈沟的具体状况，选择适当粗细的排龈线，排龈线可用肾上腺素或其他收敛剂浸泡，以更有效地退缩牙龈。但排龈线的放置应特别小心，以免人为地损伤牙龈或牙周组织。

四、印　模

精确的印模对于金瓷冠的制作至关重要，制备有龈下边缘者，取模前还应作排龈处理，以充分暴露颈缘制备区。由于硅橡胶印模材料印模准确性高、强度大、在一定时间内印模不变形，临床上应尽量采用硅橡胶印模材料采取印模，特别是制备有龈下边缘时。铜圈印模亦可使用，因系局部加压，印模清晰，颈缘形态较完整。藻酸盐印模材料的清晰度与准确性不及硅橡胶印模材料，强度较低，在有龈下边缘制备时，不易获得完整的边缘形态。

五、选　色

理想的金瓷冠除应正确地恢复修复牙的解剖形态和生理功能外，还应准确地再现天然牙的色泽，达到良好的美学效果。比色是利用比色板上不同颜色的色片，直接与患者口内修复牙的邻近天然牙颜色相比较，选出最接近的颜色，记录结果，并准确地传递给技术员，作为烤瓷配色的依据。选色是金瓷冠制作过程中的一个重要环节，由于受影响因素较多，容易造成偏差，而影响修复质量。

(一)比色板

比色的常用工具是比色板，目前临床应用最广泛的 Vita 比色板主要由 A、B、C、D 四种主要色相组成，A 的色相为红棕色(reddish-brown)，B 为红黄色(reddish-yellow)，C 为灰色(grey-shades)，D 为红灰色(reddish-grey)。每个色相据其明度、饱和度的不同又分为若干号码，如 A1、A2、A3 等。中国人牙以 A2、A3、B2 色最为多见，因个体、年龄、性别不同而略有差异。Vitapan 3-D Master 比色板则是根据天然牙色在颜色空间内的分布频率设计。比色板分为 5 个明度组，每个明度组内按天然牙色的分布规律及出现频数分为 1～3 个色相、2～5 个等距的饱和度等级。

(二)比色方法

1. 选择合适的光源，最好为北向自然光源。如采用人工光源，最好使用全光谱光源。

2. 为了排除环境色对牙齿颜色的影响，比色宜在中性色的环境下进行，并擦去患者的口红，或使其卸去浓妆，如果患者身着艳丽的服装，应使用中性色的治疗巾覆盖在患者身上。

3. 利用比色板上不同颜色的色片，与患者口内修复牙的邻近天然牙颜色相比较，选出颜色最接近的色片，记录结果。根据采用的比色板的不同，其比色程序略有不同。如采用 Vita 比色板，首先应观察色相，以选择色片的色相，即 A、B、C 或 D 四种基本色相，然后在此色相范围内根据明度与饱和度确定选择的号码；如为 Vitapan 3-D Master 比色板，则首先选择明度等级(1～5)，然后在此明度组内选择饱和度等级(1～3)，最后在三个色相组中选择最接近的色相。因为其比色片在颜色空间内是等距的，因此在选色时可以选择两个比色片之间比色板上不存在的居中色。

4. 根据牙齿颈 1/3、中 1/3、切 1/3 的比色结果按部位分别记录，较理想的方法是每个牙采用 9 区法记录(图 7-7)。

5. 记录牙齿的半透明度状况及牙齿表面的个别特征，如裂纹、不透明区、高透明区、钙化点等。

6. 每次比色不宜超过 5s，并可通过注视中性背景的方式，消除视觉疲劳，使比色更为准确。最好有多人参与比色并在不同光源下复核比色结果。

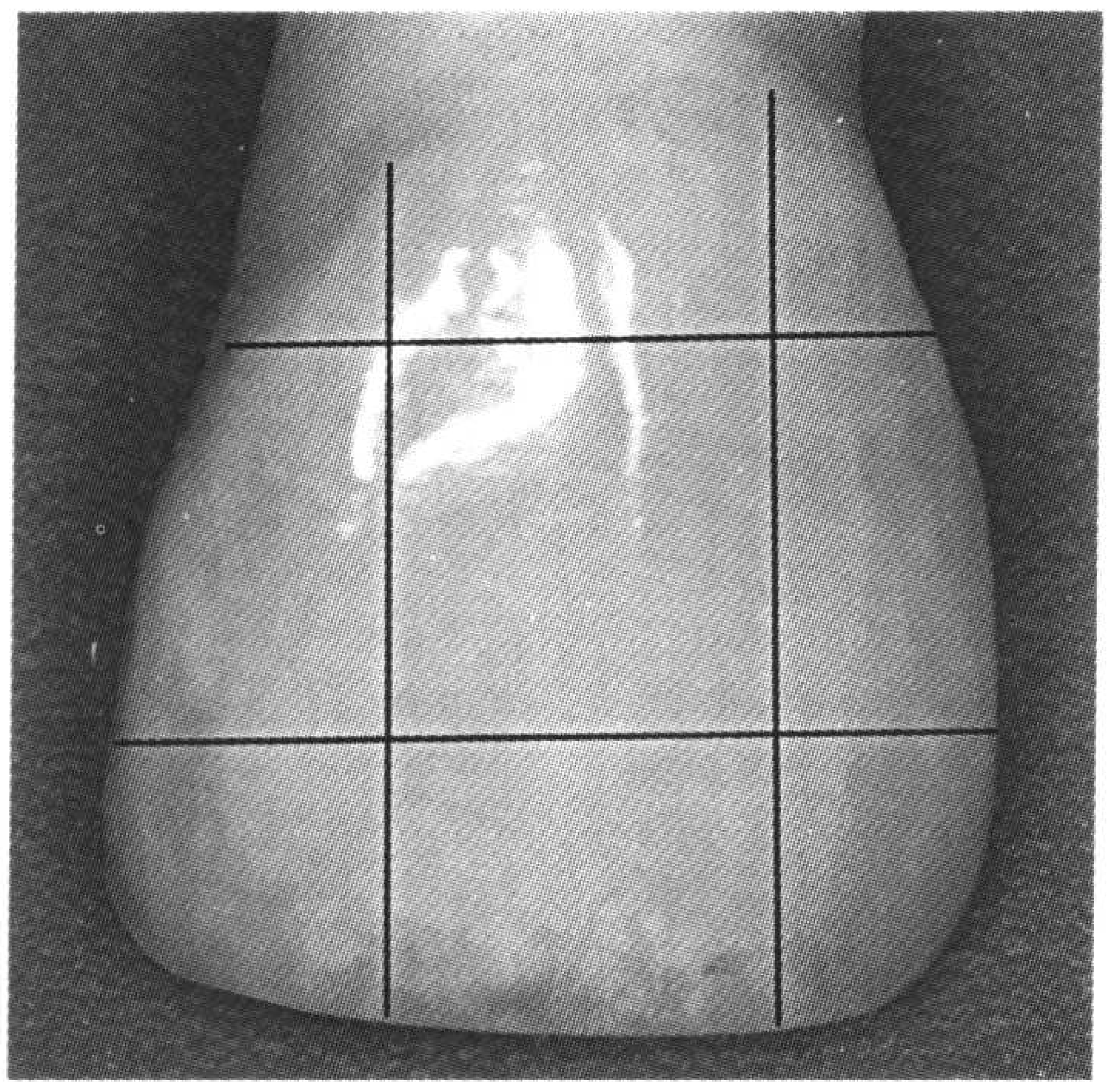


图 7-7 九区法比色记录

（三）辅助手段

数码相机的广泛使用，为临床比色提供了一种较为直观的辅助手段。对于临床上记录较为困难的牙齿半透明度及表面个别特征，数码照片可较为准确地加以记录。然而，由于不同数码相机所使用的感光元件的感光特性不同，对颜色的再现能力不同；各种显示器对颜色的显示特性也有差异，数码照片只能作为常规比色的一种补充，尚不能完全替代常规的比色。

（四）选色中的常见问题

1. *天然牙的颜色* 牙齿的颜色受到牙齿本身的特性、照明条件及口腔环境等因素的影响。不同人种、性别、肤色，其牙色有差异；即使同一个体，由于年龄、牙位的变化其颜色也不尽相同；同一牙齿的不同部位的颜色也不一致，一般认为以牙体唇颊面中份的颜色最具代表性。Clark 曾采用视觉分析的方法，分析了天然牙的颜色，结果发现牙齿中1/3的颜色通常是此牙的平均明度和饱和度，龈端色与切端色的混合产生中 1/3 的颜色；随着年龄的增长，其色相逐渐由黄偏红，饱和度增强。不同学者对天然牙颜色空间的研究结果见表 7-1。

表 7-1 天然牙色度测量结果

作 者	测试方法	Munsell 色度值			CIE-XYZ 色度值		
		色 相	明 度	饱度度	Y	X	Y
Clark	视觉分析	6.00YR～9.30Y	4.00～8.00	0.00～7.00	12.00～59.10	0.31～0.40	0.32～0.43
Hayashi	视觉分析	8.75YR～3.75Y	6.00～8.00	1.00～5.00	30.05～59.10	0.33～0.37	0.33～0.39
Sproull	分光光度计	7.50YR～2.70Y	5.80～8.50	1.50～5.60	27.28～68.40	0.30～0.38	0.30～0.39
MacEntee	分光光度计	5.00YR～5.00Y	4.49～7.14	0.26～4.66	15.51～45.06	0.32～0.38	0.33～0.36
一和多寿树	分光光度计	5.75YR～2.50Y	4.10～8.50	0.50～5.00	25.56～62.28	0.32～0.37	0.33～0.38
Goodkind	光纤色度计	4.49YR～2.59Y	5.66～8.48	1.09～4.96	26.26～68.01	0.33～0.38	0.32～0.39

2. *人眼的辨色能力* 不同个体在颜色的感受能力上存在较大的差异，在确定同一牙齿的颜色时常会得出不同结果。同时，同一个体的辨色能力也是变化的。年龄是影响辨色能力的一个重要因素，人的辨色能力在 24～35 岁达到高峰，55 岁以后则逐渐降低。

人眼对牙体颜色的三特性为色相、明度、饱和度变化的感受能力是不同的。Clarke 认为，人眼对于明度值的差异最为敏感，饱和度值其次，而对色相差最不敏感。Sproull 指出：在 Munsell 颜色空间内，一个单位明度差引起的颜色差异相当于两个饱和度差或三个色相差引起的颜色差别。

临床医生进行一定的比色训练，并掌握一定的颜色学知识是很有必要的，以保证比色信息在医技之间的准确传递，并提高辨色能力。通常第一次所选的颜色最正确。为了避免或消除视觉疲劳，建议在临床牙体制备前进行比色，每次比色不超过 5s，并可通过偶尔注视中性色（灰色）或牙齿颜色的补色（蓝色）的方式，消除视觉疲劳，使比色更准确。

3. *光照条件* 物体的颜色是基于光源的性质而变化的。比色以自然光为最佳，但由于自然光受地域、季节、时间、天气等条件限制，因此比色一般在标准光源下完成。

作为比色的光源应具备以下条件：首先光源必须是全光谱光源，且显色指数（Color rendering

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

index,CRI)不低于90;只有光源中具有所有的光谱频率分布,才可能显示物体的真实颜色;其次是光源必须标准且稳定,才能保证结果具有可靠性和重复性;另外光源的照度必须合适,并使眼睛感到舒适。光线过弱时视觉敏锐度降低,光线过强则会导致较小的颜色差异被掩盖被冲淡,且强光易导致视觉疲劳,而影响比色的准确性。

4. 比色板的适用性 比色板作为比色的标准,应具备几个基本条件。首先是其颜色应能覆盖天然牙的颜色空间,且色片在颜色空间内的分布应与天然牙颜色的分布规律一致;其次是其排列应具有一定的逻辑性和系统性,以使操作者能有逻辑、快速地选色;比色片的数目要适当,以方便临床使用。自然牙的视觉分析结果表明:如果要建立一个自然牙所有颜色的排列系统,每一颜色或色阶按颜色三要素中各要素的恰可觉察的程度排列,则可能需要800种颜色以覆盖整个天然牙颜色空间。然而目前常用的Vita比色板的比色片仅有16个,比色片的颜色分布缺乏逻辑性,较上述要求相距甚远,许多研究表明,目前常用比色板的比色片颜色与天然牙色在颜色空间内不能完全匹配,二者在空间内仅部分重合,比色板的颜色空间明显比天然牙狭小。因此,临床上经常出现在比色板中无法找到与天然牙颜色匹配的比色片。

同时,比色板色片的制作方法与临床上金瓷冠的制作不完全相同:比色板色片的瓷体厚度大,如Vita比色片的瓷体厚度为2.45～4.93mm,而金瓷冠除切缘瓷层较厚外,其余只有0.8～1.2mm厚度,而瓷层厚度与颜色关系密切;比色片无金属基底和不透明瓷层,与金瓷冠层次结构不一样。

采用个别定制的比色片,即使用与临床制作相同的材料,采用与金瓷冠制作相同的方法,制作比色片,再应用此比色片进行比色、选色,以在一定程度上弥补比色板在制作方法上与金瓷冠制作上不同的缺陷。为了避免目测比色过程中主观因素对比色精确度的影响,近年来还出现了计算机比色及配色技术。这种技术是将仪器测色后的颜色数据输入计算机,计算机从已有的数据库中选择与被测牙最相近的颜色,并给出瓷粉混合配方,如Shofu公司和Minolta公司合作开发的名为Shade-eye的自动比配色仪。

由于比色涉及到天然牙色、比色板、照明条件和观察者多个环节,只有对各个因素进行深入了解,才能做到临床比色的准确性。口腔修复医生也必须具备一定色度学知识,才能提高自身辨色能力和比色技术,是制作的金瓷冠修复体能精确地匹配患者口内的自然牙颜色。

六、暂时冠的制作

暂时冠是牙体制备后立即戴入的过渡性冠修复体,它既可阻断牙体制备后冷、热、酸、甜等外界刺激对牙髓组织的影响,并通过丁香油粘结剂对牙髓的安抚作用以保护牙髓组织;又可保持牙体制备空间,防止对颌牙伸长及制备牙可能发生的移位。此外,其形态和边缘尚可为最终的冠修复体提供参考。

暂时冠有直接法、间接法两种制作方法,直接法在口腔内直接完成,快速简便,但自凝塑料中游离单体对牙髓可能有一定的刺激作用。间接法在技工室完成,相对较精确。其具体制作方法同金属全冠暂时冠的制作。

暂时冠边缘必须与制备牙体边缘密合,避免压迫牙龈,致牙龈退缩,使用时间不宜超过2～3周。暂时性冠制成后,可采用氧化锌丁香油粘结剂粘结。如金瓷冠拟采用树脂粘结剂粘结,应使用不含丁香油的暂时粘结剂粘结暂时冠。

第六节 金瓷冠的技术室制作

一、非贵金属金瓷冠制作

非贵金属烤瓷合金通常包括镍铬合金、钴铬合金和钛合金,其制作金瓷冠的方法基本相同。

(一)制作可卸式代型

用超硬石膏灌注模型,在工作模基牙制备处用硅橡胶取模,以备形成模拟牙龈用。然后制备可卸代型,基牙代型的修整,对金瓷冠修复体边缘的完整与美观是非常重要的。修整代型时,应特

别注意制备体边缘的保护，不能随意磨改，以保证制备体边缘的完整性及全冠修复体的边缘密合。代型修整后，可用红色蜡笔画出清晰的边缘线（图 7-8）。

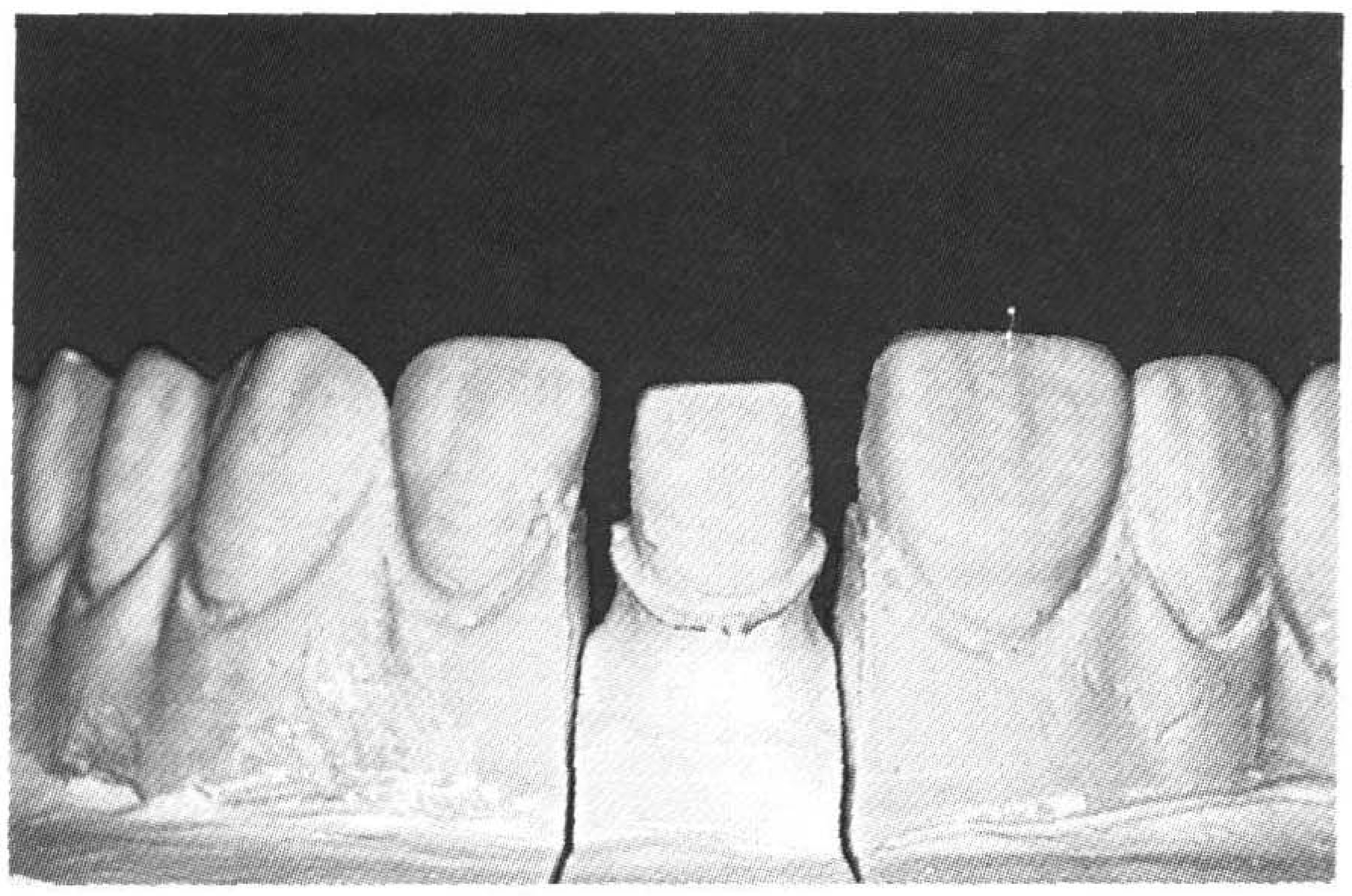


图 7-8 可卸式代型

涂代型隙料：通常涂 1～2 层代型隙料。涂代型隙料前应将隙料摇匀，均匀涂布。最好一次涂布完成，不要反复涂布，以免隙料层薄厚不均。边缘 1.0mm 不能涂代型隙料（图 7-9）。

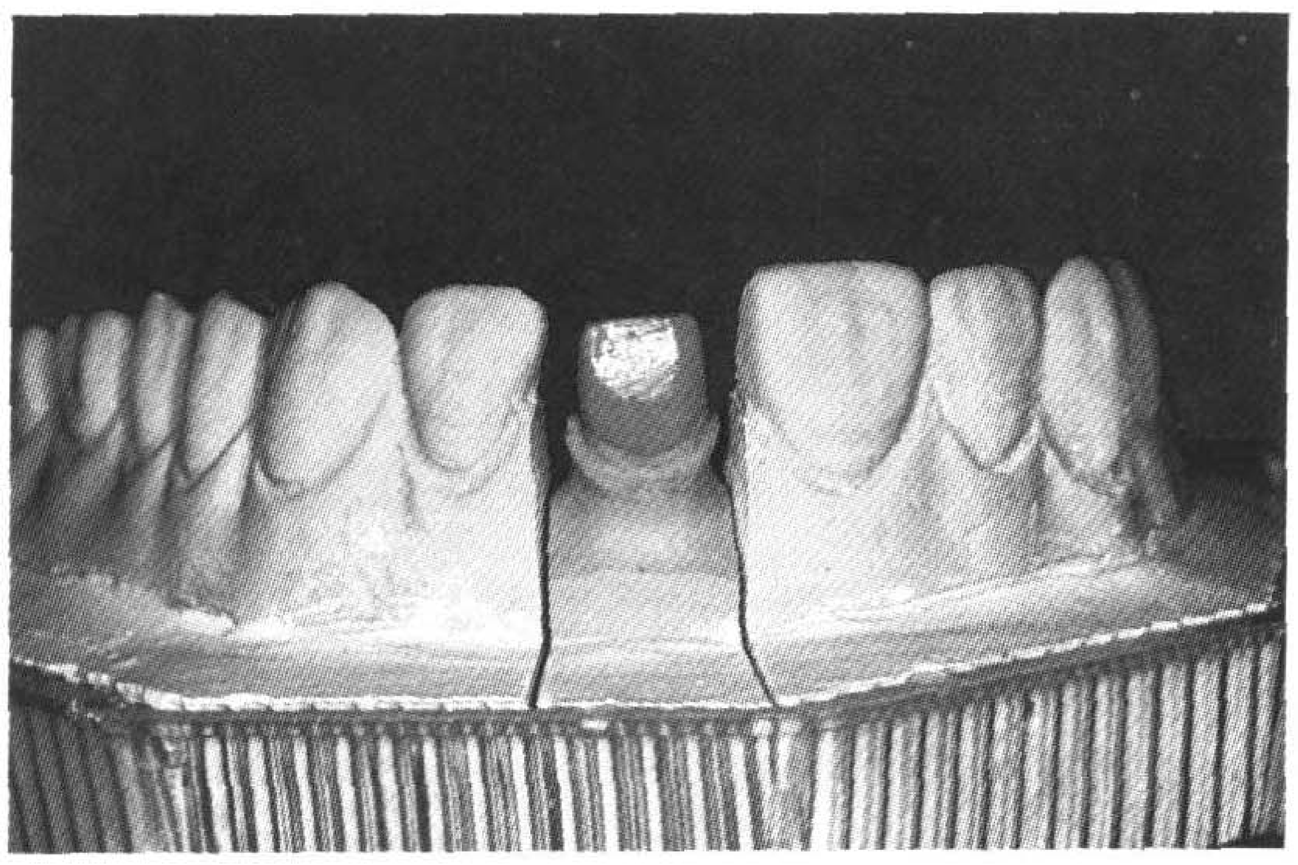


图 7-9 涂代型隙料，边缘 1mm 不涂

将可卸代型修整前制取的硅橡胶模复位至修整后的工作模型上，在硅橡胶模唇侧开 2 个孔，将牙龈色硅橡胶注入间隙内形成模拟牙龈。

必要时可以上𬌗架。如为单个金瓷冠修复，可只上简单𬌗架。将上下颌模型按取得的𬌗记录对准咬合，用石膏直接固定于𬌗架。若为多个冠修复或进行𬌗重建，应上可调式𬌗架，以便检查正中𬌗与非正中𬌗关系。

（二）金属底层冠的制作

1. *金属底层冠的要求* 金瓷冠是由金属与瓷两种不同性质的材料制成。瓷的脆性较大，金属基底冠主要起着支撑瓷层和承担咀嚼压力的作用，为了防止出现瓷层折裂或剥脱，对于金属基底冠的制作有一定的要求：

（1）有瓷覆盖的金属基底冠部分，其厚度应为 0.3mm 左右，不得少于 0.2mm。若为全瓷覆盖，承受𬌗力较大的前牙舌面和后牙𬌗面金属基底还应再厚一些，以防止金属基底冠在𬌗力的作用下产生变形而引起瓷折裂或剥脱。

（2）金属基底冠的制作应留出瓷层足够而均匀的空间。保证轴面有 1.0～1.5mm，切/𬌗端有 1.5～2.0mm 厚的瓷层间隙。若间隙过小，瓷层过薄，则会影响金瓷冠的颜色及瓷层强度；若间隙过大，瓷层过厚，在真空烧结过程中，气孔率增加会影响瓷强度，同时因瓷的热传导性小，在烧结冷却时，瓷体内层与表层温差大，产生不均匀应力，易产生微裂。间隙过大者，可以增加金属基底冠的厚度加以弥补，而间隙过小者，则需重新进行牙体制备。

（3）金属基底冠应无铸造缺陷，边缘密合。若有铸造不全或砂眼会降低金属基底冠的强度，并影响金瓷结合，导致瓷折裂。瓷覆盖的金属基底冠表面应呈圆滑曲面，不能有锐角、尖嵴，以免产生金瓷界面的应力集中而导致瓷层折裂或剥脱。

（4）金属与瓷的结合部不应设置在与对颌牙在正中𬌗位的接触区。因该处薄弱，𬌗力集中时容易造成瓷折裂。应根据修复牙的具体咬合状况，以设计瓷面与对颌牙接触为佳。若咬合紧，牙体唇舌径小不能通过牙体制备获得足够空间，也可用金属恢复与对颌牙的接触，但也应注意避免在前伸或侧向𬌗运动中对颌牙与金瓷结合部的接触。

（5）金属与瓷结合部应形成对接式连接，以保证瓷层强度和美观。若连接部为薄层瓷移行覆盖于金属基底冠表面，不仅瓷强度差，且不透明瓷透露，影响美观，易造成对颌牙的磨损。

2. *蜡型的制作* 在可卸代型表面及邻牙上涂一薄层分离剂，或将代型在石蜡油中浸透或在水中浸透。用嵌体蜡制作蜡型，其方法有三种：

（1）滴蜡法：将熔化的蜡滴在代型上，逐步添加，制成金属底层冠蜡型。

（2）按蜡法：切取适当大小的嵌体蜡片，烘软

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

后，按放在代型表面使之贴合，然后修整外形，不足之处以滴蜡法添加。

(3)浸蜡法：将嵌体蜡熔成液状后，将可卸代型冠部浸入，可获得厚度较为均匀的金属基底冠蜡型，但应特别注意熔蜡温度。

上述三种制作方法可获得厚度较为均匀的金属基底冠蜡型，但难以保证可为瓷层留出足够而均匀的空间。因此，目前多采用蜡型回切的方法制作蜡型。

蜡型回切法是先用嵌体蜡恢复牙冠外形，再通过蜡型回切以获得均匀一致的瓷层空间。雕刻外形时以对侧同名牙为参照并兼顾相邻牙的大小、形态，并调整正中、前伸、侧方运动的咬合。为了能取得均匀一致的瓷层厚度，蜡型各个部位必须通过回切去除均匀厚度的蜡层。去除蜡层时的回切量必须按金属底层冠要求、金瓷对接的部位和形态等综合考虑。通常，切缘与牙合面应回切1.2～1.5mm，各轴面应回切1.0～1.5mm，同时应保证金属基底厚度应不少于0.3mm。回切时，可根据牙冠各面的瓷层厚度要求做相当深度的回切参照沟，逐步切除蜡层，最终达到整个蜡型表面呈均匀一致缓行的曲面(图7-10)。

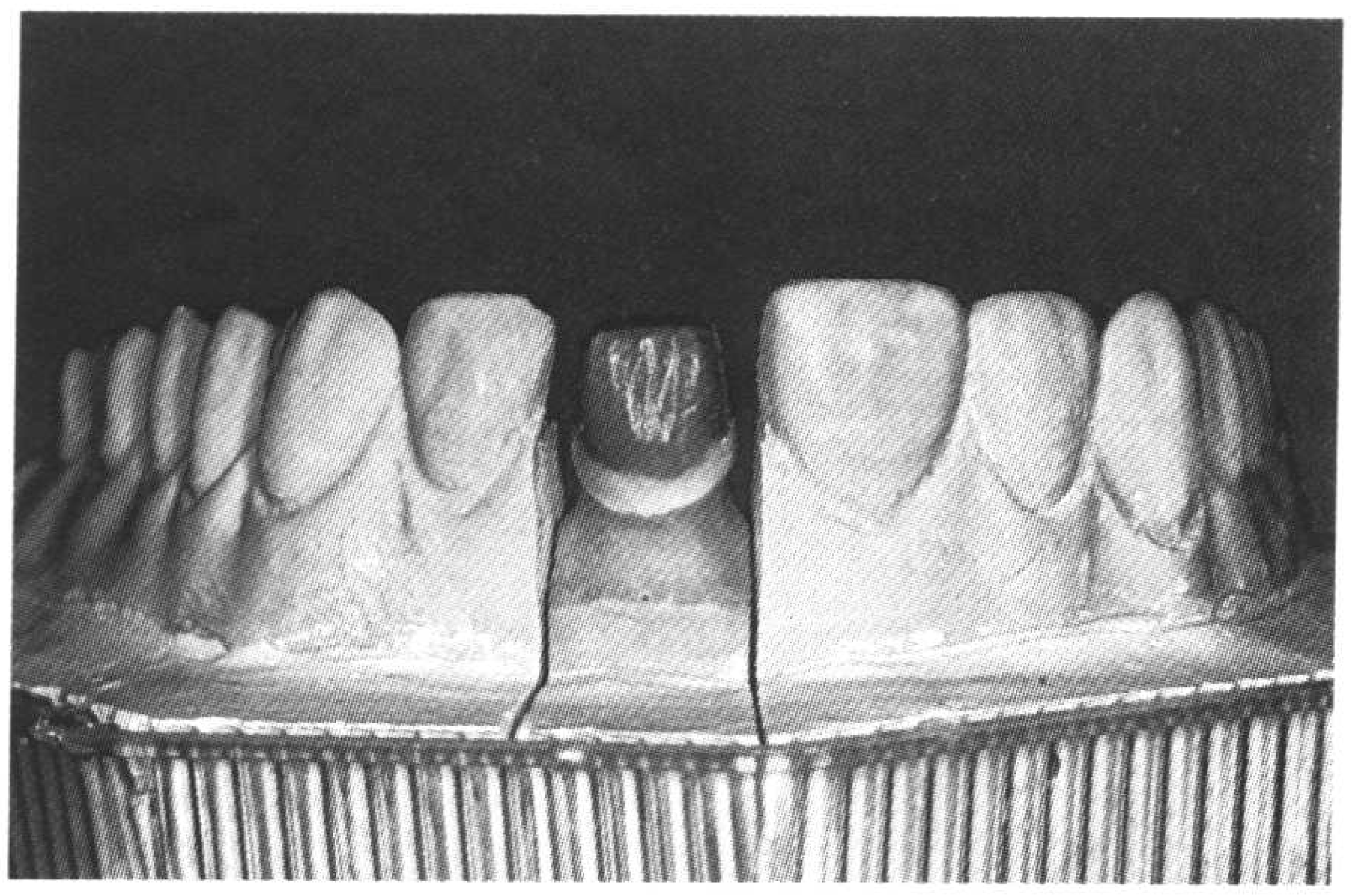


图 7-10　蜡型的制作

蜡型的制作应根据前述对于金属底层冠的要求进行，制作完成的蜡型应厚度均匀，约0.3mm，表面应圆滑、无裂纹、无倒凹、无尖角。

3. 包埋、铸造　为了使金属的铸造收缩获得足够的补偿，并保证金属底层冠的铸造质量，最好采用铸造合金配套的包埋材料包埋金属底层冠的蜡型，并应严格控制包埋材料的粉液比及操作方式。包埋时，可用小刷子或探针将包埋材料填入底层冠蜡型内，以避免在蜡型的冠内壁出现小气泡。

通常用高频铸造设备进行铸造，当加热使金属熔化成团，暗红色膜层消失时，即可铸造。熔金温度不够将致铸造不全，而过热则不但使铸件缩孔增多，还可影响金属性能，致使金瓷结合不良。

铸圈冷却后，用喷砂去除包埋材料，难以除尽的包埋材料也可用稀盐酸酸洗。切除铸道后再用陶瓷尖如氧化铝陶瓷尖进行磨平、磨光。

4. 金属底层冠的试戴　通常金属底层冠不需临床试戴。如对模型的准确性有疑问，亦可在临床试戴。在金属底层冠的试戴中，应着重检查底层冠的就位情况、龈缘状况、固位力和牙合关系等。

(1)就位情况：就位不全是临床上金属底层冠试戴时最常见的问题，其主要原因是某一部分接触过紧或冠组织面存在铸造小瘤等。其检查方法是用调拌较稀的印模材料或专用试戴膏(try-in paste)置于冠组织面后进行试戴，印模材料较薄的部位即为阻碍就位的部位。若仅是接触过紧可进行组织面喷砂，而有小瘤时应先行磨除。

(2)金属底层冠的龈缘：包括检查其适合性及长短，试戴时如发现基牙牙龈发白或可探及明显的悬突，则说明冠的边缘过长，过长的边缘可进行调改，而过短时一般应重新制作。

(3)固位情况：金属底层冠试戴时不宜有过大的固位力，如果金属底层冠与制备牙接触过于紧密，粘结时将影响多余粘结剂的溢出，致使其边缘裂隙增大。固位力过大的原因通常是牙体制备面或冠组织面的粗糙、包埋料膨胀不足及金属底层冠的轻度变形等。如果金属底层冠松动或固位不足，其常见原因是牙体制备的轴壁聚合度过大，包埋料膨胀过大或代型间隙涂料过厚等所致。

(4)牙合关系：金属底层冠完全就位后，让患者做各个方向的下颌运动，检查牙合接触。要求切/牙合方应在各个方向的下颌运动中均有1.2～1.5mm的间隙。

5. 金属底层冠的表面处理　金属底层冠的表面处理关系到金瓷结合强度。金属底层冠表面应具有适当的粗糙度以增强金瓷间的机械嵌合作用，同时还应有适当厚度的氧化层以利于金瓷间的化学结合。因此，金属基底冠铸造完成后，经常

规处理及试戴合适，尚需要经以下方法处理。

（1）粗化（roughening）与清洗：金属基底冠被瓷覆盖的表面需进行粗化处理，以使其表面具备适当的粗糙度，利于金瓷间的机械嵌合作用，同时增加金瓷间的结合面积，使单位面积的氧化物增多，而有利于金瓷间化学结合。

粗化处理通常包括打磨与喷砂处理。先选用形态大小适合、表面粒度由粗到细的金钢砂钻或碳化钨钻磨平金属基底冠表面，消除尖角、锐嵴。再将金属与瓷交界面边缘（包括冠的唇颊面颈缘、邻面和舌腭面）磨成锐角，使之与瓷的结合部清晰，并防止不透明瓷层外露。然后进行喷砂处理。非贵金属烤瓷合金硬度较大，可用 50μm 以上的氧化铝喷砂。通常，金属底层冠粗化喷砂只能使用干净的一次性金刚砂，为了避免金刚砂颗粒侵入金属底层冠表面，喷砂要呈钝角进行。喷嘴要定期做检查，以保证喷砂的工作压力。

清洗的目的是去除金属底层冠表面的油污、杂质，确保金属表面清洁，以提高熔瓷润湿效果。金属底层冠喷砂后，喷砂处理后底层冠表面不能沾染任何油脂或类似的物质。清洗可以用蒸汽喷枪进行，或在蒸馏水超声清洗、煮沸。

（2）排气（degassing）和预氧化（preoxidating）：排气是将金属底层冠置入烤瓷炉内，在高温真空状态下，排除金属熔化时混入的气体，并烧尽表面附着的杂质异物，以提高金属表面的润湿度，以增强金瓷结合强度。

预氧化是在高温大气中使金属底层冠表面氧化，形成一均匀的薄层氧化膜，以利于金瓷间的化学结合。通常预氧化与排气同时进行。在炉内高温下先抽真空除气，然后放入大气进行预氧化处理。

非贵金属烤瓷合金，对氧化作用很敏感，极易形成过厚的氧化膜。过厚的氧化膜可因氧化膜本身的强度不足，而降低金瓷间的结合强度。因此，在使用某一品牌的非贵金属烤瓷合金之前，最好先作预实验，获得该合金进行预氧化处理的最佳升温速度、预氧化温度和时间。

将超声清洁后的金属底层冠放在烤瓷烘烤盘的支架上，在烤瓷炉门前充分干燥后，送入炉内，按照所用材料的温度与时间要求进行排气与预氧化处理。通常其温度应高于瓷粉的熔点，保持时间为 2～5min，自然冷却。此时，在金属底层冠表面可形成一均匀的薄层氧化膜（图 7-11）。预氧化处理后，金属底层冠表面不能再用手或不洁之物接触，以防止表面污染。

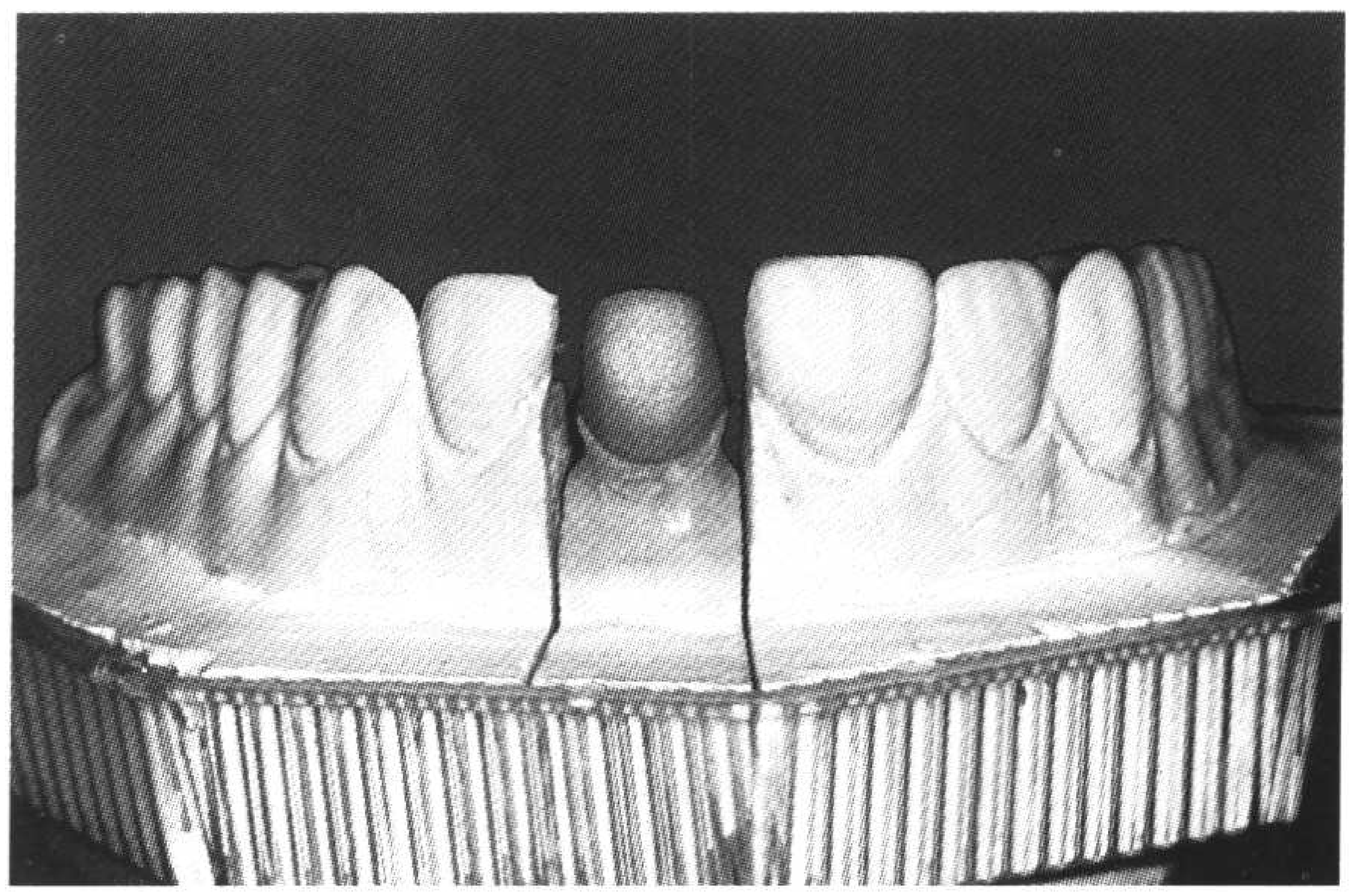


图 7-11 预氧化完成后的金属底层冠

（三）涂瓷及熔附

1. 瓷的凝聚　由于口腔陶瓷材料在烧结过程中，存在较大的体积收缩，而易影响修复体的精度，需采取一定的措施，如烧结前尽量除去水分、振荡、压缩成型、真空烧结等方法以防止或减小其烧结收缩，并减少气泡的形成。瓷的凝聚方法一般有以下几种：

（1）振荡法：一面涂瓷，一面振动吸水。用涂瓷的笔振动，或振动小蜡刀柄上的纹路，以使多余的水分排出，吸干。

（2）笔刷法：用毛笔涂瓷后，用干毛笔吸去多余的水分，并使其表面光滑。

（3）压力填塞法：用小调刀堆瓷，在瓷面上轻轻加压、振动，用吸水纸吸水。一边堆瓷，一边吸水。

（4）毛细管法：吸水纸放在瓷后面，振动后，多余的水分便被不断吸去。

2. 不透明瓷的涂塑与烧结

（1）不透明瓷的涂塑：体瓷为半透明瓷，为防止金属灰色透过瓷层，应先在金属底层冠表面烧结一层不透明瓷（opaque，亦称遮色瓷），以遮盖金属灰色。不透明瓷亦非完全不透明，通常有 2% 的光透过率，因此不透明瓷应有一定的厚度，方能遮盖金底层的颜色，此厚度一般为 0.2～0.3mm。

根据临床比色结果，选择相应颜色的不透明瓷粉，以专用调拌液或蒸馏水调拌成糊状（奶油

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

状），并用调拌刀柄轻敲，以排出调板上糊剂中的气泡，以小毛笔将糊剂均匀涂布一薄层在金属底层冠表面，厚度约0.2mm，以振荡法使瓷粉颗粒相互紧密排列，用吸水纸吸去表面的水分，然后用毛笔尖将表面刷平滑。不透明瓷的涂布应在笔尖2～3mm处，借笔的弹力，涂布成适当厚度，在操作中应及时将多余水分吸干。

目前，临床上多采用二次法进行不透明瓷的涂塑与烧结。第一层使用细毛笔进行涂层，覆盖度约为60%。第二层的稠度可大一些。同样使用细毛笔，从切缘向颈部涂覆。

涂好瓷后，放在空气中干燥4～5min，再放置在炉门外，待瓷面完全变成白垩色，然后再慢慢放入炉内。待水分蒸发后进行烘烤，否则气泡聚集在不透明瓷层内，在体层瓷烘烤时，气泡可向表面移动，进入体瓷层。

(2)不透明瓷的烧结：不透明瓷的烧结过程分为三个阶段：①低温烧结阶段是将预热干燥后的瓷胚放入炉内，逐渐升温，使其粉粒中玻璃质软化，产生流动，粉粒间开始凝集。由于凝集不全，瓷胚呈多孔态而体积很少产生收缩。②中温烧结阶段是粉粒间完全产生凝集而形成致密体，并出现明显的体积收缩。③高温烧结阶段是粉粒相互熔接形成牢固的结晶整体，体积收缩趋于稳定。

不透明瓷层的烧结程序依烤瓷炉及瓷粉的不同而有所不同。在确定烧结程序时应主要根据厂家的使用说明，并参照使用过程中的烧结质量作相应调整。不透明瓷层的烧结温度不宜过高，过高会使瓷面釉化、发亮，影响不透明瓷层与体瓷层间的结合，使瓷釉化后与体层瓷结合不良。烧成、炉外自然冷却后，不透明瓷层应是厚薄均匀、显现出蛋壳般的光泽(图7-12)。如不透明瓷层烧成后，发现瓷面不完整、有裂纹、金属暴露或有气泡等，可以磨去气泡，再涂不透明瓷进行烧结，但烧结次数过多对其颜色和质量有一定影响，一般不宜超过两次。

3. 颈部瓷的涂塑与烧结　颈部瓷的涂塑与烧结有两个难点：①由于牙颈部瓷厚度有限，如处理不当会影响颈部半透明效果和色泽；②由于普通瓷粉的烧结收缩达20%～30%，烧成后颈缘向切端方向收缩而变薄，显露不透明瓷，边缘不密合产生明显的边缘裂隙。

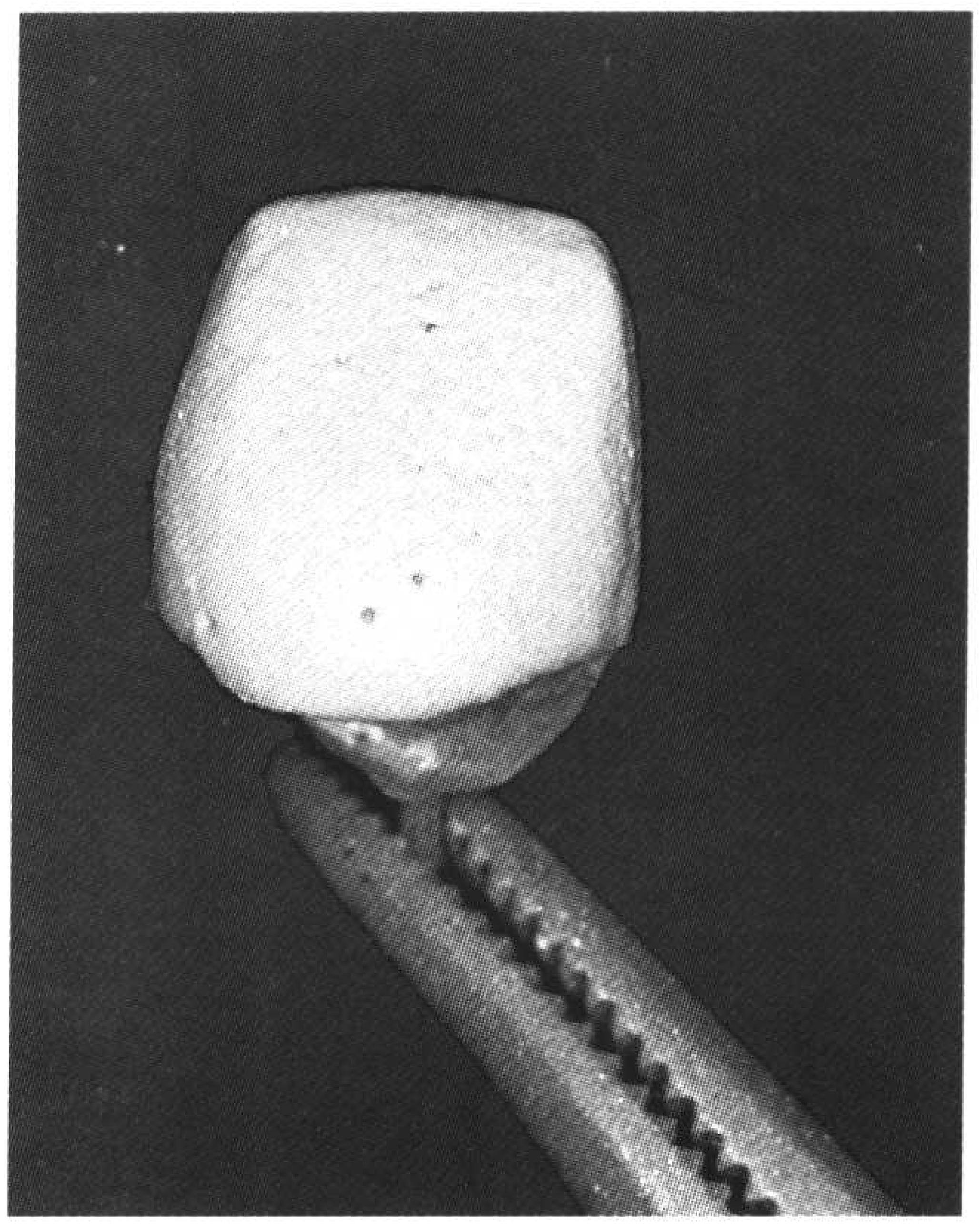


图7-12　不透明瓷烧结后

为了在有限的瓷层厚度内，形成与天然牙相近似的颈部颜色，颈部不透明瓷可采用颜色较深的不透明瓷，或在不透明瓷表面使用染色剂。目前部分颈部瓷采用了不透明瓷体瓷混合瓷粉，其半透明度较低，可降低牙颈部遮色瓷的透射，使修复体更加自然协调。

全瓷颈缘需要将底层冠戴入到代型上进行瓷的涂塑，涂塑完成后，如何完整地取出是全瓷颈缘制作中需特别注意的问题。为了避免瓷粉在代型上的残留，先后出现了铂箔介质技术、耐火代型技术、直接提取术、瓷蜡及瓷光固化树脂技术等方法以制作完整的全瓷颈缘。

(1)铂箔介质技术是将一定厚度的铂箔置于代型肩台处，再在该介质上塑瓷。由于箔有一定的厚度及瓷的收缩常使修复体颈缘出现较大裂隙。

(2)耐火代型技术是用耐火材料灌注代型，在代型上塑瓷后连同代型一起烧结。该技术易发生耐火材料与瓷的粘结、喷砂时影响边缘密合度、需特殊的耐火材料，因此其使用受到一定的限制。

(3)直接提取术是在代型颈缘处涂布分离剂后将瓷堆塑于肩台和金属底层冠的颈缘，并将其直接完整地取出烧结，该技术简便、临床应用广泛，但有时仍存在提取时在代型上残留少量瓷粉的问题。

(4)瓷蜡及瓷光固化树脂技术是将瓷粉加入

熔蜡或光固化树脂中，以蜡或光固化树脂作赋形剂，形成瓷块，然后将其堆塑于颈缘处，再连同金属底层冠从代型上取出后进行烧结。这种方法既避免了在代型取出时出现的瓷粉残留问题，又便于颈缘塑型，修复体的边缘较为完整、密合。

颈部瓷的烧结温度较一般体瓷高且黏度较大，烧结时相对不易变形。为了获得精确的边缘形态与密合度，颈部瓷初步烧结后，可再次添加颈部瓷并进行烧结。

4. 体瓷与釉瓷的涂塑与烧结　根据临床比色结果，以配色表确定所选体瓷粉颜色，以专用调拌液或蒸馏水调拌体瓷呈糊状，以止血钳或专用夹持钳夹住金属底层冠的舌侧颈缘或制备好的夹持部。以弹性较强的貂毛小毛笔堆瓷，先从颈部开始，逐渐扩大，形成牙冠唇面应有解剖形态，并随时用有齿雕刻刀柄来回振动夹持钳，使瓷粉中水分析出，用吸水纸吸除表面水分。

堆塑体瓷目前多采用瓷夹层技术，即体瓷堆塑完成后，在唇面切 1/3 切去 1.0mm、中 1/3 切去 0.5mm 厚的体瓷，并延续到距颈缘 1.0～1.5mm 处，然后堆塑切端瓷和透明瓷。因牙冠唇面从切缘到颈缘之间有一定突度，不能用一刀切割法从切端切至颈部，而应分两步切削。即先从体瓷唇面切 1/3 处下刀切削，向中 1/3 处逐渐移行；其次是根据唇面的弯曲弧度，在中 1/3 处的切削，向唇面颈 1/3 处逐渐移行，达到均衡切削(图 7-13)。回切完成后，可在唇面切 1/3 形成指状沟，指状沟一般应在唇缘、𬌗面较宽，逐渐变窄终止到唇面中 1/3 处。后牙则在体瓷堆塑成形后，在颊面的中 1/3、𬌗面、舌面的中 1/3 各削去 0.5mm、1.0mm、0.5mm。

回切完成后，应进行平整，修去棱角，形成曲面，再进行切端瓷与釉瓷的堆塑。将釉瓷调成糊状后，在回切斜面上铺瓷，振动、吸除多余的水分后，以小毛刷刷出唇面解剖外形。以小刀片在体瓷的切端舌侧切出小斜面，再调拌切端瓷，在该部位涂敷、堆塑，振动、吸除多余水分后，雕刻、修整瓷胚外形，用小毛刷将牙冠表面刷光滑。考虑到瓷收缩和外形修整的空间，在切端瓷、釉瓷堆塑完成后，瓷胚要比完成后的牙冠大 20%～30%、切端和𬌗面可增加 1～2mm 的厚度。最后根据瓷粉厂家的操作说明进行烧结(图 7-14)。

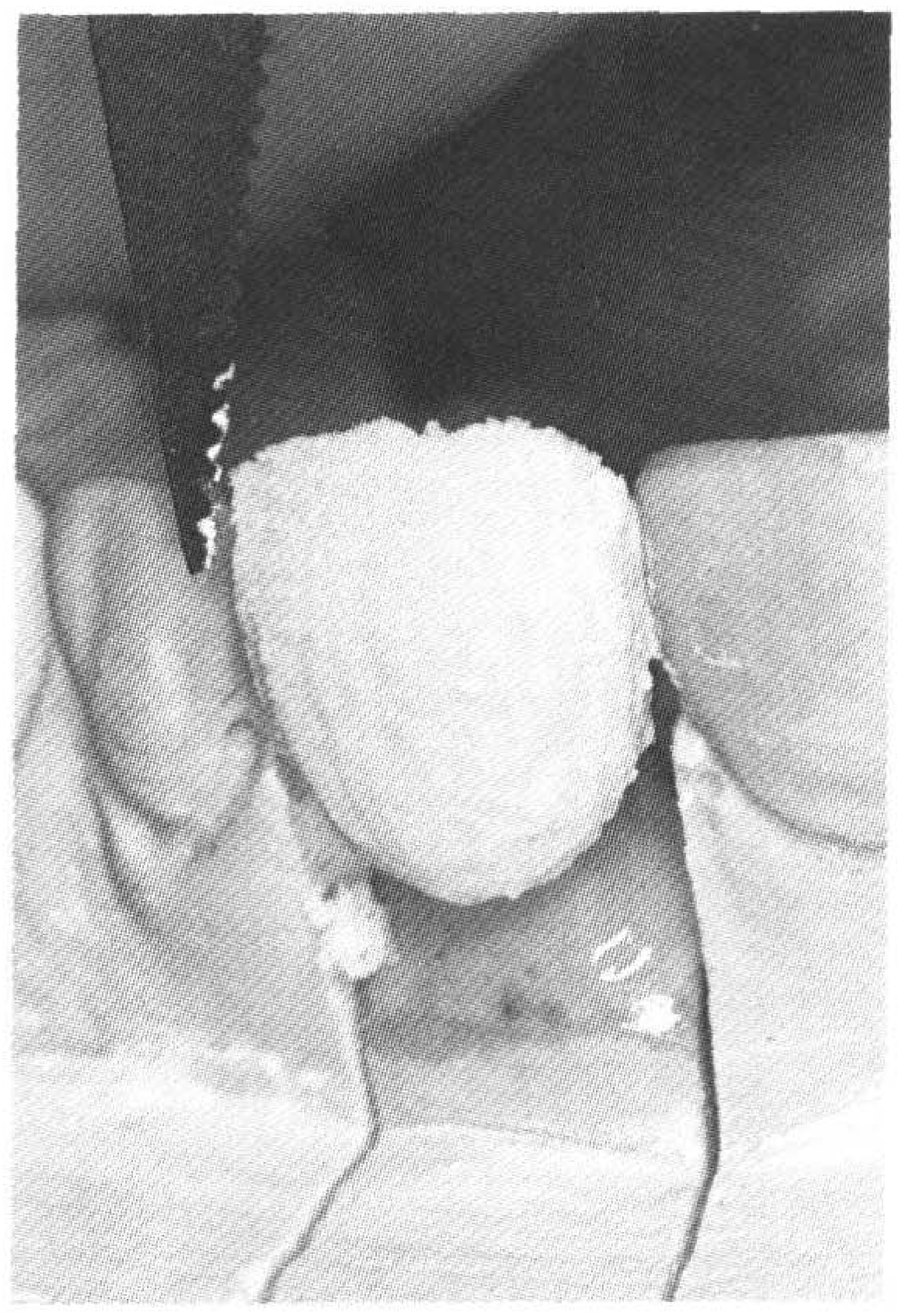


图 7-13　体瓷唇面回切

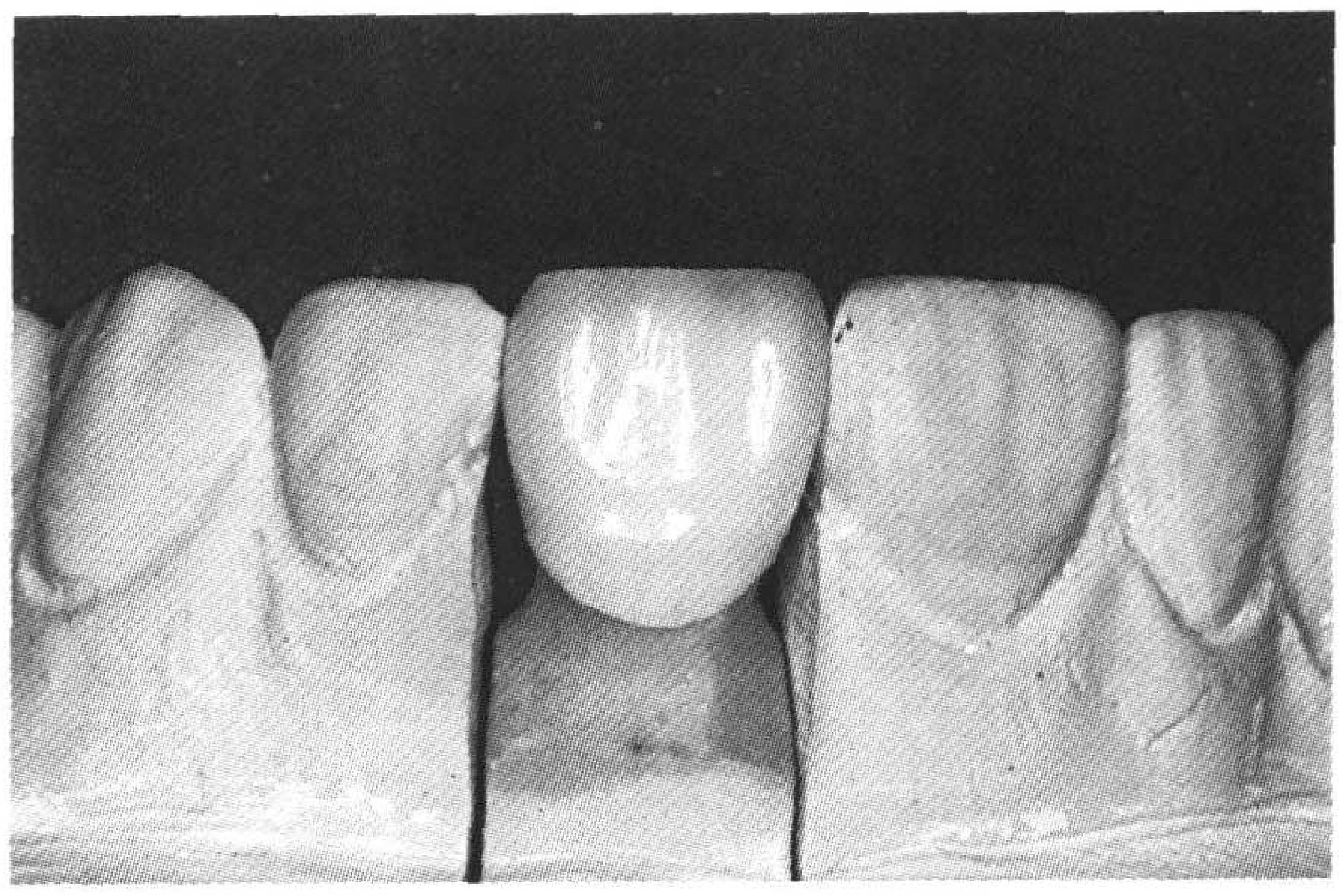


图 7-14　金瓷冠

5. 涂瓷的注意事项　涂瓷不能在污染空气中进行，环境应清洁、卫生，使用的器具、桌面等应干净；使用高质量的貂毛毛笔涂瓷，始能保持笔尖的形状和弹性；涂瓷时，振动不能过大，以免影响颗粒的排列，使颜色改变；瓷应保持湿润，不能在高温环境下进行，否则瓷干燥后凝聚不佳、气泡不易排出；不宜一次涂瓷过多，最好分层涂布，以免影响瓷内气泡的排出；瓷的形态不宜过大，以免修整外形时，釉瓷被磨尽，影响修复体的半透明度。

6. 涂瓷及烧结中易出现的问题

(1)烧结后出现裂纹：不透明瓷烧结后表面出现的裂纹，似土地表面干燥出现的龟裂，其出现的原因可能是不透明瓷涂塑太厚。不透明瓷的涂塑最好分为两次，即第一次涂少许不透明瓷，基本遮盖金属底层冠表面即可，然后通过第二层不透明

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

瓷的涂塑完全遮盖金属表面，同时不透明瓷层应薄而均匀。

体瓷烧结后表面出现裂纹一般源于瓷粉过度干燥。堆瓷时应注意不可使瓷粉太干燥，吸水应适度，堆瓷完成后放置在炉外的时间不宜过长。

(2)烧结后出现瓷层剥脱：出现瓷层剥脱通常是由于金瓷结合不良引起，其可能原因有金属、瓷粉选择不当，不同品牌的材料混用，造成金瓷热膨胀系数不匹配；金属表面的污染影响金瓷结合，如汗渍、油污、磨料、粘结剂等污染金属表面；金属表面处理不当，如氧化层过厚、过薄，或者过于粗糙等；烧结程序有误，不当的冷却速度使残余应力增大，或由于炉温不精准、烧结程序有错误，炉温未达到不透明瓷的烧结温度致不透明瓷烧结不全；反复烧烤引起金瓷的理化性能改变，并在金瓷界面产生残余应力等。

(3)从炉内移出时瓷层碎裂：其可能原因有金瓷热膨胀系数不匹配；冷却速度过快或过慢；冷却时修复体触及较冷的物体，瓷层发生热休克等。

(4)在瓷牙切端部位出现隐裂：其原因可能是瓷层太厚或冷却速度过快。制作时应注意底层冠蜡型的设计，对于过短、过小的修复牙，应通过蜡型恢复，以保证均匀一致的瓷层厚度。同时可适当延长冷却时间，避免冷空气流动和较冷物体接触瓷表面。

(5)烧结后瓷层内出现大气泡：其原因可能是长石质瓷玻璃相高温熔附时产生的气体，这种气泡难以避免；金属表面排气不彻底，残余气体进入瓷体；金属表面残余磨料粘结剂或其他物质，经烧烤、气化进入瓷体；烧结温度过高或次数过多。上述情形产生的气泡多位于靠近金瓷界面的瓷层内。瓷粉调和时过多气体混入或升温过快，因水蒸气产生气泡。这类气泡分布较为散在，接近瓷层表面。

(6)烧结后颜色发灰或缺乏半透明性：造成烧结后颜色发灰的可能原因有不透明瓷层过薄，不完全遮盖金属底层冠颜色；不透明瓷层烧烤次数过多或温度过高，使其失去部分不透明性。不透明瓷烧结完成后，如果表面过于光亮，则应降低其烧结温度。

造成烧结后半透明度低的原因是缺乏釉瓷、切端瓷或体瓷层过薄；体瓷层烧结温度过低，体瓷致密度不足或体瓷层内有气泡。同时制作时应注意检查烤瓷炉子的真空系统，检查真空值是否正确。

7. 金瓷冠制作过程中的注意事项

(1)材料的选择问题：由于不同品牌的合金或瓷粉其热膨胀系数都有一定的差异，临床上应尽量选用配套的合金和瓷粉，并严格按材料的使用说明书要求进行操作。如严格控制包埋材料的水粉比例、焙烧时间、温度，以及铸造温度，瓷粉的烧结温度与时间等。各种合金不能混合使用，打磨用的切盘、磨石等亦不能混用。

(2)蜡型的设计应保证均匀一致的瓷层厚度，且各部分瓷层均有金属支持，瓷层的最厚处不宜超过2.0mm；金属底层冠上瓷前必须彻底清洁，洗去油污、磨料的粘结剂等，一旦清洁后应防止汗渍、油污等再次污染；铺体瓷时，应及时振动，排出气泡和多余的水分；尽量减少烧烤次数，以免引起烤瓷和合金理化性质改变，影响金瓷冠质量；瓷牙形态修整后，应对其表面彻底清洗、干净后再上釉，表面染色时，应均匀涂布，并遵循由浅到深的原则。

(3)烤瓷工作室内应清洁、防尘，以免引起瓷层、瓷粉污染而造成配色不准或影响瓷层透明度。烤瓷炉应定期进行清洁，一般每周1次。常用的清洁方式是在最高焙烧温度下(1 100℃)反复进行加热焙烧。同时，烤瓷炉应定期测温，校准温度。

(四)试戴、染色、上釉与粘结

1. 金瓷冠的试戴　金瓷冠试戴时，应检查金瓷冠的就位情况、边缘长短与适合性、金瓷冠的形态、色泽、𬌗关系、邻接关系等，并做适当调改。必要时，可进行表面染色，以再现天然牙的自然色彩，其染色部位包括牙面的斑点、条纹、窝沟等。如金瓷冠的颜色与邻牙不协调，通过表面染色，可达到一定程度的匹配。金瓷冠经口内试戴、修整后，应达到下列要求方可上釉、粘结、形态、色泽与邻牙协调并与同名牙对称，边缘密合，与邻牙的邻接关系适宜、𬌗关系良好、正中𬌗与非正中𬌗均无早接触。

(1)金瓷冠的就位与边缘状况：金瓷冠颈缘与制备体牙边缘密合无缝隙是金瓷冠就位的标志。若有缝隙，表明冠未完全就位。阻碍冠就位的因素很多，常见的原因如牙体制备后牙体轴面仍有

倒凹存在，蜡型从代型上取下时变形，致使冠试戴时不能顺利就位；印模变形、工作模损伤、蜡型蠕变变形、包埋料膨胀不足、金属铸造收缩等均可造成完成的冠修复体不能完全就位；同时，金瓷冠与邻牙间邻接过紧，部分边缘过长等亦可影响金瓷冠的完全就位。临床上，应根据具体情况，仔细判断并加以调整，消除就位阻力。

如金瓷冠不能完全就位，可在金瓷冠的组织面衬一层薄型咬合纸、印模材料或涂一薄层蜡后，在制备体上试戴。有阻力区可在相应部位看到染色或暴露金属，去除阻力后再重新检查就位情况。金瓷冠在制备体上就位后，不应出现翘动现象，𬌗关系基本良好。

金瓷冠戴入时，如颈缘或部分颈缘过长，压迫牙龈，应修整过长颈缘，使之合适；如颈缘部分颈缘过短，首先应检查金瓷冠是否完全就位。完全就位后颈缘过短者，通常应重新制作。通过在边缘处加瓷，虽也可使其边缘密合，但由于边缘瓷体缺乏金属支持，易造成瓷的折裂。如果金瓷冠颈缘宽度与制备体肩台不一致，过窄或过突，应加以磨改或加瓷，使冠边缘与制备体的制备肩台呈连续的接触，不能存在悬突或肩台。

(2)金瓷冠的外形及邻接关系：金瓷冠的外形应符合修复牙的解剖特点和生理要求，各外展隙和邻间隙应清晰，以利于食物排溢和保持龈乳头健康。

冠就位后，应检查邻接关系是否正常。可用细牙线检查邻接的松紧，牙线勉强通过者为邻接正常，若牙线通过无阻力，说明邻接过松，若牙线不能通过而患者又有胀痛感，说明邻接过紧。邻接过松，则易造成嵌塞食物，可在邻面加瓷以恢复正常邻接；邻接过紧者，则应磨改邻接面加以修正。邻接区的位置与形状不正确，金瓷冠戴用一段时间后，牙齿的移位而产生食物嵌塞。通常前牙的邻接区呈椭圆形，切颈径大于唇舌径，近中面者靠近切角，远中面者距切角稍远。后牙的邻接区亦呈椭圆形，颊舌径大于𬌗颈径。第一、二前磨牙近远中面邻接区及第一磨牙近中面邻接区均在近𬌗缘偏颊侧，第一磨牙远中面邻接区、第二磨牙近、远中面邻接区及第三磨牙近中邻接区均在近𬌗缘中 1/3 处。临床上应根据具体的牙位及患者的𬌗关系，设计邻接区的位置和形态。

(3)调𬌗：金瓷冠完全就位后，在正中𬌗及非正中𬌗均应有正常的咬合接触而无咬合高点。通常，调𬌗应在金瓷冠上施行。由于受瓷层厚度的限制，金瓷冠的调𬌗有一定的限度。如牙体制备不够、或对颌牙有𬌗向伸长、尖锐边缘嵴等在牙体制备时未做磨改，亦可适当磨改对颌牙，但在磨改前须告知患者并征得患者的同意，磨改后对活髓牙还应做适当的脱敏处理。

对于金瓷冠的调𬌗，应特别注意瓷层的厚度，不能暴露不透明瓷或金属底层冠，甚至致金属底层冠穿孔。不透明瓷与金属底层冠的暴露，不仅影响美观，易造成对𬌗牙的过度磨耗，且易产生崩瓷。金属底层冠的穿孔，则会影响金属底层冠的强度，引起粘结剂的溶解，而造成冠修复的失败。调𬌗时造成不透明瓷与金属底层冠的暴露的原因多由于牙体制备不足、金瓷冠制作时未能正确地确定𬌗关系。通常应重新进行牙体制备，重新制作金瓷冠。

(4)瓷折裂：金瓷冠完成后，在患者口内试戴时，出现冠表面瓷折裂或剥脱。其主要原因是金瓷冠组织面局部接触过紧或存在铸造小瘤等阻力区，在试戴过程中冠局部产生应力集中，使瓷受到张力而折裂。或由于金瓷材料不匹配、金属底层冠表面处理不当等原因造成金瓷结合不良，在金瓷冠试戴、调𬌗时，出现大片的瓷剥脱。如出现瓷的折裂或剥脱，应将金瓷冠上的瓷全部磨去，重新进行金属底层冠的表面处理后，再塑瓷完成金瓷冠。

有时金瓷冠表面并没有出现瓷的折裂或剥脱，但存在微小的裂纹，临床上难以发现。在金瓷冠试戴、调𬌗完成后，应仔细观察金瓷冠的表面及内部，是否存在裂纹，以免冠粘结后或使用一段时间后，由于裂纹的扩展产生瓷的折裂。可将金瓷冠表面浸湿、改变照明光线方向、或改变观察角度，以便裂纹的观察。微小的裂纹通过再次烧结消除，较大的裂纹则需重新塑瓷、烧结。

(5)金瓷冠的颜色：颜色对于金瓷修复体至关重要，特别是前牙。金瓷冠的颜色应与天然牙协调，并与天然牙有相似的半透明度。有多种因素可影响金瓷冠的颜色与半透明度，临床上常由于比色、颜色信息传递、金瓷冠制作过程中的主客观因素，使最终的金瓷冠戴入口内后，其颜色不能与邻牙协调一致。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表面染色是改正这种颜色差异的常用手段。金瓷冠与天然牙间的颜色差异可表现为三个方面即色相差、明度差和饱和度差。

①色相差：天然牙的颜色一般在绿黄—黄—红黄这一较为狭窄的色相范围内，红色与绿色本身又是一对补色，因而通过绿色和红色的应用可在一定程度上改正这种色相差。

②明度过高：可应用灰色、黑色染色剂以降低金瓷冠的明度。尽管理论上灰色、黑色染色剂的应用会影响金瓷冠的半透明度，但在临床上只要应用得当，其差别有时难以觉察。应用互补色形成复杂灰色亦可降低金瓷冠的明度，但灰色的应用在降低明度的同时更易影响饱和度。

③明度过低：增加金瓷冠的明度极其困难，应用白色只能使其变得不透明。通过改变金瓷冠表面的粗糙度可使其明度发生微小的改变，如形成一个光滑有光泽的表面可使其明度升高。表面质地对明度的影响是一个复杂的现象，它可能与光线的透射、吸收、折射、散射和反射的改变有关。但通过改变表面质地的方法改变的金瓷冠的明度难以被人眼觉察，其实际使用价值不大。

④饱和度过低：应用相同色相的染色剂可使金瓷冠的的饱和度升高。

⑤饱和度过高：降低过高的饱和度常有两种方法：应用灰色或应用补色。灰色本身亦可通过补色的应用获得，但其结果将是一个复杂的灰色，易引起同色异谱问题。增加灰色常降低饱和度，原始颜色在明度上的改变依赖于灰色的明度：当灰色的明度高于原始颜色的明度时，其饱和度降低，明度增加；当灰色的明度等于原始颜色的明度时，只有饱和度降低；当灰色的明度低于原始颜色的明度时，饱和度降低，明度也减小。由于现有瓷粉中缺乏多种明度的灰色，因此饱和度过高的金瓷冠常需重新制作。

通过表面染色的方法，可改正金瓷冠的某些颜色差异，以使其能准确地再现天然牙颜色，但亦存在一些缺点，如：染着色剂仅用于冠表面，其颜色缺乏自然活力，易产生同色异谱问题；同时表面染色后经上釉处理，还可能产生颜色改变，出现新的颜色差异。因此仅有部分金瓷冠颜色的不匹配可通过表面染色加以改正，而更多的则需要重新制作。

2. 上釉　瓷面经过磨改修整后，表面粗糙，可能存在有微孔，上釉可改变此种状态。上釉的目的是使粗糙的瓷表面光滑，增加光泽度，使之与天然牙协调。通常有两种方法对金瓷冠上釉：自身上釉法与瓷釉法。

(1)自身上釉：是将试戴后的金瓷冠，经清洗、干燥后，直接送入烤瓷炉内，烧至一定温度，瓷表面被玻璃化，形成具有光泽的表面。上釉时，必须严格控制烧结温度和时间。温度过高，体瓷软化会破坏冠的外形；温度过低则可能达不到釉化的目的。自身上釉的瓷冠表面光泽适度，表面质地更近似天然牙，且操作简便。

(2)瓷釉法：是在瓷的表面涂一薄层釉瓷（透明瓷），在大气下烧结熔融覆盖于瓷冠表面。釉瓷粉的软化温度低于体瓷，烧结中不会破坏冠的外形。同时，釉瓷玻璃化后封闭了金瓷冠瓷表面的微裂纹，可提高瓷抗折裂能力。但釉瓷在涂布时不易均匀，烧结后亮度偏大。

3. 粘结　金瓷冠经过上釉后，可用磷酸锌粘结剂、聚羧酸酯粘结剂、玻璃离子粘结剂或复合树脂粘结剂进行粘结。活髓牙通常不采用磷酸锌粘结剂、复合树脂粘结剂进行粘结，以免刺激牙髓。

粘结前，应用 75％乙醇消毒制备体，表面吹干，金瓷冠用 75％乙醇浸泡消毒后吹干，再放粘结剂于冠内，按就位道方向就位，前牙用手指加压或用木棒轻轻敲击，后牙则可在𬌗面垫一棉卷，让患者紧咬。

粘结剂凝固后，以镰形刮匙或探针刮除金瓷冠周围多余的粘结剂，再一次检查𬌗关系，必要时做相应处理。同时，应对患者做金瓷冠的使用指导和卫生指导。

二、贵金属金瓷冠制作

由于镍铬合金烤瓷冠存在的边缘灰线及牙龈变色问题，贵金属烤瓷冠在临床的使用逐渐增多。贵金属具有良好的生物相容性和耐腐蚀性，贵金属合金用于金瓷冠修复可减少因金属离子析出而造成的牙龈毒性和变色。

贵金属烤瓷冠的制作方法与非贵金属烤瓷冠的制作方法基本相同。由于贵金属烤瓷合金质地较软，其底层冠的厚度应达到 0.5mm，喷砂时宜采用粒度较小(30～50μm)的氧化铝。同时，在塑

瓷前应在其表面均匀涂一薄层金属处理剂(conditioner)。

三、电镀金沉积金瓷冠制作

电镀金沉积烤瓷冠是通过特殊的电镀仪,利用电解沉积原理,在修复牙制备体模型上离析出含99.9%的纯金冠(金沉积内冠),再在其表面进行烤瓷而制成的一种金瓷冠修复体。

与常规金属烤瓷冠相比,电镀金沉积烤瓷冠有如下优点:由于金沉积冠直接在模型上形成,因而具有良好的边缘适合性,烤瓷熔附前后金沉积烤瓷冠边缘裂隙在20～60μm;金沉积烤瓷内冠为含99.9%的电离析纯金,边缘为金黄色,可表现出很好的美学效果;因纯金的电化学惰性,而具有良好的生物相容性和抗腐蚀性能,组织很少有过敏反应;金沉积内冠一般为0.2mm厚,与常规的金属烤瓷冠相比减少了修复牙的牙体制备量,有利于活髓牙的保护,同时为其表面塑瓷提供了更大的空间;金沉积烤瓷冠制作过程中减少了蜡型制作、包埋、铸造等繁琐的技工操作步骤,可避免包埋、铸造过程中存在的一些问题,如铸造收缩、铸造不全等。

1. 电镀沉积金与烤瓷的结合　金属与烤瓷的结合关键是两者热膨胀系数的匹配。虽然电镀沉积金的热膨胀系数比传统的合金高15%,但对瓷粉的选择并无特殊的要求。因为瓷粉烧结时(通常为750～950℃),金沉积内冠经过热处理,容易适合烤瓷的形状,存在于金瓷界面的应力比传统的金属烤瓷小,因此很少因两者热膨胀系数的不同而产生瓷折裂、剥脱现象。

2. 电镀金沉积内冠的制作　常规牙体制备,采印模,灌制工作模型。翻制工作模型,制作活动代型。在代型上涂上导电银漆,接上铜丝和收缩橡胶管,然后放入电解池开始电镀金沉积过程。金沉积完成后,将代型从电解池中取出,去掉铜丝,放入超声波清洁设备中将石膏代型溶解,然后使用硝酸溶解银漆。在工作模型上试戴金沉积内冠,如内冠缘沉积有多余的金,可以磨除,但应特别注意不宜对金沉积内冠进行磨改,以免影响其精确性。对金沉积内冠的表面进行喷砂处理,粒度为50μm。

3. 常规进行塑瓷、烧结、试戴、上釉后粘结

第七节　金瓷冠修复后可能出现的问题

金瓷冠修复后,临床上还会遇到一些问题,如崩瓷、颈缘变色、活髓牙的过敏疼痛、继发牙髓炎、根尖周炎等。

一、崩　　瓷

临床上金瓷冠修复后最常见的问题就是崩瓷,即金瓷冠在口内使用一段时间后出现瓷的折裂或剥脱。金瓷冠发生崩瓷不仅影响美观,对咀嚼功能也有一定的影响。

(一)金瓷冠发生崩瓷的主要原因

1. 临床设计缺陷

(1)适应证选择不当:如患者殆力过大、严重的深覆殆、夜磨牙等,易造成瓷的折裂。

(2)牙体制备不当:在牙体制备时,由于牙体殆面的磨除过少或厚度不均匀,造成瓷层过薄或瓷层厚度不均匀;或牙体切端、殆面的磨除过多、牙体组织已有缺损未加修复,造成瓷层过厚,缺乏金属支持等均可引起瓷的折裂。

(3)金瓷冠咬合不平衡,有早接触,特别是殆面或切缘的侧方殆和前伸殆的早接触是临床中引起瓷折裂的一个重要原因。

2. 金瓷冠制作不当

(1)金属底层冠的外形不当:底层冠应有一定的厚度,才能达到足够的强度,以免在殆力的作用下变形导致崩瓷。底层冠太薄或厚薄不均、底层冠有穿孔、底层冠表面有锐角等均可造成应力集中产生崩瓷。造成底层冠外形不当的主要原因是临床上牙体制备和技术室蜡型制作不合要求。

(2)金属底层冠表面清洁不当:金属表面的湿润性越好,金瓷结合强度越高。如果金属表面不清洁,将降低金属表面的湿润性,降低金瓷结合强度,而造成崩瓷。

(3)金属预氧化不足或过度:金属表面的氧化层是化学结合的必备条件。理想的氧化层为0.2～0.5μm。氧化层过薄,不能提供足够的金-瓷化学结合和良好的润湿效果;如氧化层过厚,则

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

可因氧化层热膨胀系数与瓷不匹配，在加热冷却过程中，产生残余应力而导致界面结合失败。

(4)瓷层局部过厚、过长：瓷的热传导性较差，在烧成冷却过程中，表面瓷冷却收缩的瞬间，内层与表层瓷之间存在较大的温差，内层瓷将限制表层瓷的收缩，致使表层瓷内产生张应力，出现微裂。前牙冠切端瓷过长，缺乏金属底层冠的支持亦可导致崩瓷。

(5)金瓷连接区的位置：金瓷连接区是金瓷冠的薄弱区域，如金瓷连接区位于殆接触区则易造成崩瓷。

3. 材料本身的原因

(1)金属与瓷热膨胀系数不匹配：导致金瓷界面存在较高的残余应力，产生崩瓷。临床上最好采用同一个厂商生产的金属和瓷粉，其匹配性较好。

(2)陶瓷材料本身的原因：金瓷冠在口内使用一段时间后发生崩瓷，通常源于陶瓷材料的疲劳造成失败。金瓷冠粘结后，其瓷层同时存在静态的应力侵蚀疲劳及动态的机械疲劳，使瓷层的强度逐渐下降，最终导致金瓷冠崩瓷。

(二)金瓷冠崩瓷的修补

通常金瓷冠发生崩瓷后应拆除重新制作，但对于不明显影响美观、崩瓷区域较小，且位于承受殆力较小的部位、拆除金瓷冠可能对基牙造成损害时，亦可在口内进行瓷的修补。

瓷的修补通常采用复合树脂粘结修复，由于陶瓷材料的粘结强度较低，在瓷的修补中需采用有机硅烷偶联剂。硅烷偶联剂具有双重功能，其一端可以与陶瓷等无机材料结合，另一端则可与有机材料如树脂等作用，从而将树脂与陶瓷材料有机结合，增强其间的粘结强度。

1. 折裂面的处理　瓷层折裂后，可能局限于瓷层内，或有金属的暴露，也可能是两者同时存在。表面处理的第一步是彻底清洁，除去附着的软垢、牙菌斑等，其次用喷砂或砂石打磨进行粗化处理。残留瓷面可用10%的氢氟酸或1.23%的氟化磷酸酸蚀1min，并用流水洗净，干燥。

2. 涂布硅烷偶联剂，待偶联剂干燥后涂布粘结剂。

3. 如有底层金属暴露，可用一薄层遮色树脂遮盖金属颜色。选用相应颜色的光固化复合树脂堆塑成形，光照固化。

4. 修整外形，打磨抛光。

临床上影响粘结强度的因素较多，临床操作时必须注意隔湿，严格按照修补材料的要求操作。树脂材料应分层堆塑，以免树脂固化不全，并减少因聚合收缩产生的内应力。瓷修补后应在24h后再打磨抛光。

二、镍铬合金烤瓷冠的牙龈变色

镍铬合金烤瓷冠在口内戴用一段时间后，多数患者会出现修复牙的边缘变色、牙龈发青、发灰。颜色分析显示，变色牙龈的明度值和饱和度降低，颜色变得紫红，尤其是边缘龈和龈乳头的改变更显著。

镍铬合金烤瓷冠修复后牙龈变色的原因一般认为是由于为镍铬合金烤瓷冠戴入口内后，浸渍在唾液中，合金发生电化学腐蚀使金属离子析出、聚集并进入牙龈，导致牙龈变色，其中，镍离子的析出量最大。也有人推测可能与镍铬合金烤瓷冠颈部悬突刺激或损伤引发炎症有关。镍离子还有可能激活免疫细胞，产生过敏反应，进而引发牙龈炎症，导致牙龈变色。

镍铬合金烤瓷冠的牙龈变色应与冠边缘处的牙体组织龋坏相区别(图7-15)。通常金、钯、铂等元素的耐腐蚀性强，钛因其表面易形成稳定的氧化膜，腐蚀析出量极少，贵金属烤瓷冠与钛合金烤瓷冠一般不会引起牙龈变色。镍铬合金烤瓷冠的牙龈变色在拆除烤瓷冠改用贵金属烤瓷冠或钛合金烤瓷冠修复后，多数患者的牙龈可恢复正常颜色。

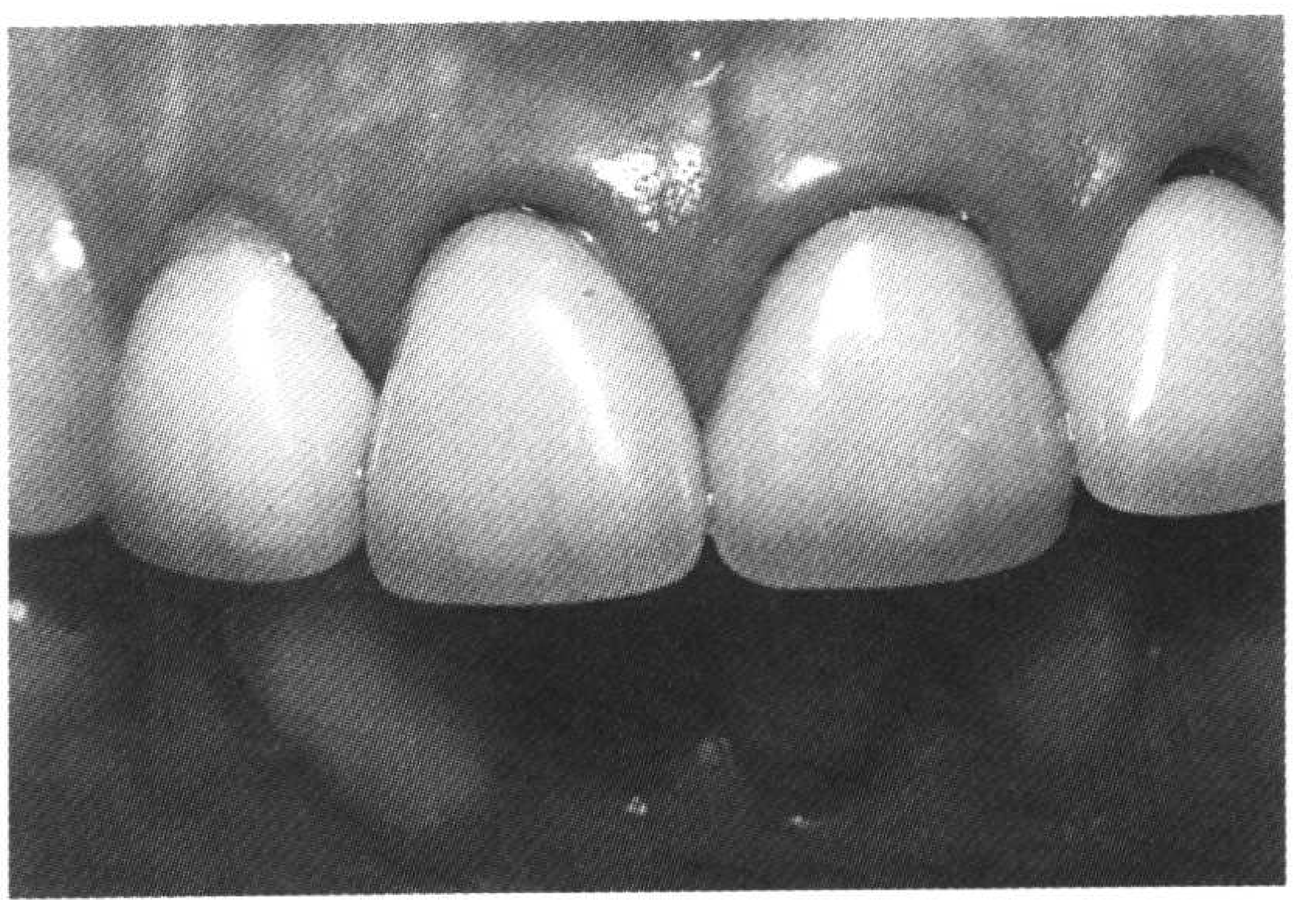


图7-15　金瓷冠修复牙的颈部龋坏

三、粘结后修复牙过敏、疼痛

由于金瓷冠制备时需磨除较多的牙体组织，发生粘结后修复牙过敏、疼痛者较金属冠多。临床上常表现为修复牙在冷热刺激后酸痛，或有自发痛、咬合痛，其原因及预防措施同金属冠粘结后的过敏、疼痛。

（一）过敏性疼痛

1. 金瓷冠粘结后出现过敏性疼痛　通常修复牙为活髓牙，牙体制备后，暴露的牙本质遇冷、热刺激会出现牙本质过敏现象。若牙体制备量大，制备后未采取保护措施，牙髓常常处于充血、激惹状态。粘结时，消毒药物刺激、冠试戴时的机械刺激、粘结剂中的游离酸刺激等均可引起修复牙短时间的疼痛。待粘结剂完全凝固后，疼痛一般可自行消失。由于粘结剂为热、电的不良导体，可对修复牙起到保护作用，避免冷、热等外源性刺激。有时，可因金瓷冠未能完全覆盖制备牙体，如边缘过短，亦可造成冠粘结后的过敏性疼痛，此时应拆除金瓷冠重新制作。若金瓷冠粘结后牙长时间持续疼痛，说明牙髓受激惹严重，或已发展为牙髓炎，则需要进行牙髓治疗。

2. 金瓷冠使用一段时间后出现过敏性疼痛　这类疼痛出现的主要原因有继发龋、牙龈退缩、粘结剂溶解。出现这类问题通常是由于牙体制备时龋坏组织未去尽，或未作预防性扩展；金瓷冠不密合、松动；粘结剂性能差或粘结操作不当，粘结剂溶解、脱落、失去封闭作用等。处理时，一般需要将金瓷冠破坏或拆除重新制作。

（二）自发性疼痛

金瓷冠粘结后出现自发性疼痛，其常见原因为金属微电流刺激、牙髓炎、根尖周炎或牙周炎。其产生的原因多因为牙体制备过多、粘结前未戴用暂时冠以保护牙髓，牙髓受刺激后由充血发展为牙髓炎。冠戴用一段时间后出现的自发疼痛，多因继发龋引起牙髓炎；或由于修复前根管治疗不完善、有残髓或根尖周炎未完全控制；根管壁侧穿未完全修复；或因咬合创伤引起的创伤性牙周炎。

牙髓炎引起的自发性疼痛通常不易定位，应仔细检查冠有无松动、破损、缝隙及㲀干扰等，并结合牙髓温度测试和活力试验，明确诊断后，方可进行牙髓治疗。牙髓治疗时，可根据患牙的位置、牙体缺损情况、金瓷冠的修复质量决定是拆除金瓷冠，或在金瓷冠的局部钻孔。如有创伤㲀，应仔细调㲀、观察。对于牙周炎或根尖周炎，应做 X 线片检查，明确诊断后，再根据病因做相应治疗。

（三）咬合痛

金瓷冠粘结后短期内出现咬合痛，多是由于创伤㲀引起。临床表现为病程短、咀嚼痛、叩痛、创伤性牙周炎不严重，通过调㲀，症状一般会很快消失。调㲀时根据正中㲀及非正中㲀的早接触仔细调整，如调㲀在金瓷冠上进行，应注意磨平、抛光。如咬合过高而调㲀有困难，应拆除金瓷冠重新制作。

金瓷冠戴用一段时间后出现咬合痛，应结合临床检查和 X 线片检查，确定是否有创伤性牙周炎、根尖周炎、根管侧穿、外伤性或病理性根折等，再根据病因做相应的治疗。

四、食 物 嵌 塞

金瓷冠修复后出现食物嵌塞的常见原因是金瓷冠与邻牙间无接触或虽有接触但接触区位置不正确；冠轴面外形不良，如㲀外展隙过大，龈外展隙过于敞开；冠㲀面形态不良，㲀边缘嵴过锐，颊、舌沟不明显，食物排溢不畅；㲀平面与邻牙不一致，形成斜向邻面的倾斜面；对颌牙有杵臼式牙尖等。食物嵌塞常可引起修复牙及邻牙的胀痛不适，嵌入或滞留的食物可以直接压迫牙龈引起疼痛，并刺激牙龈引起牙龈炎、牙龈萎缩或牙周炎。

食物嵌塞应根据其造成的原因做相应的治疗。临床上，除㲀面形态不良、对颌牙有杵臼式牙尖等，可在不影响金瓷冠质量的前提下，做适当磨改。一般应拆除金瓷冠重新制作。如邻牙有牙体缺损，亦可利用邻牙充填治疗或做冠修复以恢复正常邻接关系。

五、龈　缘　炎

金瓷冠粘结后出现龈缘炎，常由于冠轴壁突度不良，如冠轴壁突度不足，食物冲击牙龈；冠边缘过长，边缘抛光不良、有悬突；冠粘结时残存的粘结剂或嵌塞的食物压迫；倾斜牙、异位牙未能恢复正常的排列和外形等。临床上常表现为金瓷冠龈边缘处的龈组织充血、水肿、易出血、疼痛等。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

治疗时，可局部用药消除炎症、调𬌗，尽可能消除或减少致病因素。保守治疗后若症状不缓解，应拆除金瓷冠重新制作。

六、金瓷冠松动、脱落

金瓷冠粘结后，出现松动、脱落的主要原因是冠固位不足，如冠不密合、轴壁聚合度过大、𬌗龈径过短等；𬌗力过大或有创伤𬌗、侧向力过大；粘结失败，如粘结材料选择不当或粘结操作不当等。

金瓷冠一旦松动，应及时取下。根据冠松动、脱落的原因做相应的处理。如为设计、制作的原因应重新制作；如因创伤𬌗或侧向力过大所致，可磨改、调𬌗、抛光后重新粘结；如为粘结失败，可去除残留粘结剂重新粘结。

七、金瓷冠的拆除

金瓷冠粘结后出现问题，多需要拆除金瓷冠进行治疗或重新制作。

(一)完整拆除金瓷冠

由于瓷的脆性、易折裂，完整拆除金瓷冠通常较为困难，一般仅适用于松动冠的拆除。可先用超声洁治器工作头在金瓷冠的舌侧边缘处振动，再利用去冠器上的钩缘钩住冠的边缘，沿就位道相反方向，用去冠器柄上的滑动锤冲击末端，依靠冲击力将残留粘结剂震碎，破坏其密封，使冠脱位。使用时应注意去冠器的钩缘不能钩住金瓷冠有瓷覆盖的边缘，并注意用力的大小及方向，切忌用力过猛，冠快脱位时，应以左手手指夹持冠，防止冠飞落或为患者误吞。

(二)金瓷冠的破除

固位良好的金瓷冠通常均需要破坏性的拆除。可用刀边砂石或适当的金刚砂钻在颊、舌面切穿金瓷冠，然后再用小凿撬松取下。

（陆支越）

参 考 文 献

1 Persson M, Bergman M. Metal-ceramic bond strength. Acta Odontol Scand, 1996, 54: 160-165
2 Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. J Prosthe Dent, 1996, 56: 535-539
3 Shillingburg HT Jr, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent, 2003, 89(6): 527-532
4 Aminian A, Brunton PAA. Comparison of the depths produced using three different tooth preparation techniques. J Prosthet Dent, 2003, 89(1): 19-22
5 Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, *et al*. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. J Esthet Restor Dent, 2003, 15(2): 114-121
6 Paul SJ, Peter A, Rodoni L, *et al*. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. Int J Periodontics Restorative Dent, 2004, 24(3): 222-231
7 White NS. Strength of porcelain fused to titanium beams. J Prosthet Dent, 1996, 75: 640-648
8 Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. J Prosthet Dent, 2000, 83(3): 314-318
9 Low D, Sumii T, Swain M. Thermal expansion coefficient of titanium casting. J Oral Rehabil, 2001, 28(3): 239-242
10 Rada RE. Intraoral repair of metal ceramic restorations. J Prosthet Dent, 1991, 65: 348

第8章 Chapter

全瓷冠修复

第一节 概 述

口腔固定修复学是随着社会科学技术的发展，而不断前进和发展的。口腔固定修复学不仅具有一定的理论基础，还具有很强的技术性和实践性，理论、技术和实践的紧密结合促使口腔固定修复学得到迅速的发展。21世纪是陶瓷材料广泛应用的时代，是口腔修复技术深入发展和开发应用的时代。

一、全瓷修复的研究进展

全瓷修复体是用陶瓷材料制作而成。随着陶瓷材料的研究开发，新的陶瓷材料的研制成功，为全瓷修复提供了必须的原材料，使全瓷修复体得到应用。

(一)陶瓷材料的研究进展

陶瓷(ceramics)泛指无机非金属材料经过高温处理后形成的多晶聚合体。陶瓷在我国具有悠久的历史，最早的陶瓷由黏土经高温处理后变成坚硬的器皿，这是传统陶瓷。

20世纪以来随着高温技术，化学合成技术，粉体制备工艺，成型工艺，显微结构分析等技术的进步，使陶瓷发展到先进陶瓷阶段。从陶瓷原料、显微结构中体现的晶粒、晶界、气孔、缺损等尺度指标大都处于微米级水平，如Dicor陶瓷晶粒直径为2μm，厚约0.5μm。

20世纪90年代初，开始由微米先进陶瓷向纳米陶瓷发展。纳米科学技术(Nano-ST)是20世纪80年代末期刚诞生并迅速崛起的新科技，其基本涵义是在纳米尺寸范围($10^{-9}\sim10^{-7}$m)内认识和改造自然。对陶瓷来说就是制作陶瓷的原料是纳米量级的粒度，陶瓷的显微结构中所体现的晶粒、晶界、气孔、缺陷等均处于纳米级的尺度水平。纳米陶瓷的出现必将引起陶瓷工艺、陶瓷科学、材料性能及其使用效能等多方面的变革性发展。纳米技术开辟了人类认识世界的新层次，是个非宏观、非微观的研究新领域，标志着人类科学技术进入了一个崭新的时代。

我国于20世纪80年代开始研究纳米材料，由于国家的大力支持和重视，现已有各种纳米材料，并有纳米陶瓷。由于纳米技术的出现，可使陶瓷的脆性得到根本上的克服，这尚待深入的研究和探索。

(二)陶瓷材料在牙科领域中的应用发展

随着陶瓷材料的推出，牙科医师也逐渐用陶瓷来制作全瓷嵌体。1903年Land采用强度较低的长石瓷在临床制作全瓷冠，但由于瓷具有脆性，强度低，应用中出现瓷裂的问题。1962年Weinstein发明了瓷熔附金属技术，以金属作基底层在其上熔瓷，这种修复体、兼有金属的强度和瓷的美学效果，即所谓的金瓷修复体。金瓷修复体用的瓷粉主要为长石瓷，金属最早是用黄金，因黄金为贵金属，价格昂贵，不利金瓷冠的普及应用，后来改为贱金属，即当前用的镍铬合金。由于镍铬合金在口腔临床应用中有时出现过敏现象，给患者带来不良影响，现在金瓷修复的金属提倡应用贵金属作底层冠，然后再塑瓷。

陶瓷材料由于瓷的结构与人的牙釉质相近

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

似，具有良好的生物相容性、耐腐蚀性和耐磨性；瓷的颜色与天然牙相似，自然美观；全瓷修复体的颈缘不刺激龈缘组织，无金瓷修复体颈缘灰线等优点。全瓷修复体经久耐用，深受广大医务人员和患者的喜爱。牙科陶瓷材料的研制和陶瓷修复体的应用得到迅速的发展。

二、全瓷修复材料的种类及修复技术

（一）全瓷修复材料的种类

金瓷修复体从 20 世纪 90 年代应用至今，已成为广大患者乐于选用的一种修复体，临床上可制作各类全冠，复杂的、多单位固定桥，制作技术工艺较成熟，国内、外广泛应用。但是，由于瓷熔附金属修复体的基底层是金属，光线不能在基底层传导，影响了修复体的透光性，修复体缺乏天然牙的活力和层次感。同时，金属基底层中的金属离子渗入瓷层内，使修复体的颜色发生改变，且有部分患者对金属有过敏反应，因此，促进了全瓷系统的研制开发及应用。近十余年来，人们采用多种方法改善牙科陶瓷材料的脆性，提高陶瓷材料的强度和韧性。根据制作修复体的技术不同分为：烤瓷、铸造陶瓷、热压陶瓷、渗透陶瓷和切削陶瓷。

1. 烤瓷　烤瓷将瓷粉经蒸馏水调成糊状，涂塑在代型上或底层上，经过烧结制成修复体。其底层多为贵金属或非贵金属，其外表层为烤瓷，这种修复体兼有金属与陶瓷的优点，既坚固耐用又美观。

（1）种类：口腔修复常用烤瓷材料因其熔点不同分为三类：

①高熔烤瓷材料：1 288～1 371℃，这种瓷硬度大，抗酸、碱性能强，多用于制作较长的固定桥。

②中熔烤瓷材料：1 093～1 260℃，易自身上釉。

③低熔烤瓷材料：871～1 066℃，这种瓷是目前全瓷修复体常用的烤瓷。

（2）组成：当前有长石质烤瓷（feldspathic porcelain）和氧化铝质烤瓷（alumina Porcelain）。

①长石质烤瓷：此种烤瓷是以长石为主要原料，尚有石英、陶土、硼砂及着色剂等成分烧结成的陶瓷材料。牙科长石质烤瓷材料的长石是天然钠长石（$Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$）和钾长石（$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$）的混合物。长石在 1 250～1 490℃可以熔化，成为石英与陶土的结合剂，使三者结合起来。石英的作用是提高陶瓷材料的强度，陶土具有一定的可塑性，有利于制作陶瓷修复体时塑形，并可增加陶瓷的韧性和不透明性，但陶土失水后收缩较大。多用于制作前牙修复体。长石质烤瓷的组成见表 8-1。

表 8-1　长石质烤瓷的组成（%）

成　分	高熔烤瓷	低熔烤瓷
长　石	61	60
碳酸钾	2	8
碳酸钠	2	8
碳酸钙	5	1
石　英	29	12
硼　砂	1	11

注：中熔烤瓷组成介于高熔、低熔两者之间

②氧化铝质烤瓷：氧化铝质烤瓷是在长石质烤瓷材料的基础上发展起来的陶瓷材料。该材料含有较多的氧化铝结晶体，提高了烤瓷材料的强度，又称氧化铝增韧陶瓷（alumina-reinforced ceramics）。氧化铝烤瓷由核心部和外部两部分组成。

核心部材料：其中含有 45%～50%的氧化铝（Al_2O_3）结晶体，强度高、粒度细（30μm），烧结温度为1 050℃，作为熔瓷冠的核心部分。

外层材料：外层包括体瓷和釉瓷两部分材料，含有一定量的氧化铝结晶体。烧结温度为 900～950℃，氧化铝质烤瓷外层材料的组成见表 8-2。

（3）性能

①物理性能：烧结后的烤瓷材料硬度较高，接近牙釉质的硬度，适合作牙体缺损和牙列缺损的修复材料（表 8-3）。

关于牙体修复材料，其耐磨性也是非常重要的指标。口腔材料中的烤瓷材料具有良好的耐磨性，与牙釉质的耐磨性相近似，可以满足口腔咀嚼功能的需要。

②化学性能：烤瓷材料能耐受多种化学物质的作用而不发生变化。其化学性能相当稳定，长期在口腔环境中也不会发生不良变化。

表 8-2 氧化铝质烤瓷外层材料组成(%)

	高熔		中熔		低熔		低熔(真空)	
	体瓷	釉瓷	体瓷	釉瓷	体瓷	釉瓷	体瓷	釉瓷
SO_2	72.9	65.1	63.1	64.3	68.1	67.6	66.5	94.7
Al_2O_3	15.9	19.4	19.8	19.1	8.8	9.7	13.5	13.9
CaO					3.5	3.7		1.78
Na_2O	1.68	2.4	2.0	2.4	4.7	4.5	4.2	4.8
K_2O	9.8	12.8	7.9	8.4	8.4	8.1	7.1	7.5
B_2O		0.15	6.8	5.2	6.4	6.3	6.6	7.3
ZnO			0.25	0.25				
烤成温度(℃)	1 300	1 300	1 100	1 100	960	960	980	950

表 8-3 烤瓷材料的物理性能

性 能	长石质烤瓷	氧化铝质烤瓷	牙釉质	牙本质
压缩强度(MPa)	172	1 048	400	310
弯曲强度(MPa)	65	118	9.81	/
弹性模量(GPa)	83	123	84	19.3
热膨胀系数($\times 10^{-6}$/℃)	12	5.6	11.4	8.3

③生物安全性能:烤瓷材料是一种无毒、无刺激性、无致敏性的材料,其结构形态与牙釉质极相似,具有良好的生物相容性。

④美学性能:烤瓷材料可根据患者牙色进行调配,制作出与患者天然牙完全一致的色泽,可达到以假代真的效果。而且烤瓷材料制作的修复体表面光洁度高,具有透明和半透明性,与人们的天然牙色及质地很近似。

目前,我国口腔修复领域常用的烤瓷材料均为进口材料,制作修复的主要瓷产品有:Vita VMK68(德国)、Unibond(日本)、Ceramo Ⅱ(美国)、松风瓷(日本)、Biobond(美国)、Excelco(美国),还有新推出的 Vita VMK 95,以及专用于纯钛和钛合金的 Procera 瓷(瑞典)、Duceatin(德国)、Titanbond(日本)、Titan(日本)。我国已研制出长石质烤瓷,但尚未用于临床。

2. 铸造陶瓷(castable cermaic) 铸造陶瓷又称铸造玻璃陶瓷。玻璃是一种非晶态无定形物质,高温熔化后具有流动性,可浇注成任意形状的铸件,再将其放入特定温度下进行热处理,可使其部分或整体的转变成结晶状态的物质,此时成为玻璃陶瓷。玻璃陶瓷中的晶粒尺寸很小,一般为 0.1~10μm,故称为微晶玻璃。玻璃热处理后,由于结构的变化,材料的性能也发生了较大的改变,如强度硬度的提高,并具有良好的化学稳定性。这种陶瓷制成修复体的方法是采用失蜡铸造技术完成的。

关于铸造陶瓷的研究和应用,早在 1968 年,MacCullocu 首先将微晶玻璃应用到牙科领域,采用 Li_2O-ZnO-SiO_2 玻璃,以浇注技术结合晶化热处理制成人工牙,并指出这种玻璃陶瓷可用离心铸造技术制成嵌体和冠修复体。1972 年,Grossman 报道了用切削玻璃陶瓷经熔化后制作口腔嵌体,贴面和牙冠的修复技术。1984 年,Corning 玻璃公司和 Dentsply 牙科公司推出 Dicor 铸造玻璃陶瓷和配套设备及包埋材料。1985 年 Hobo and Kyocera 研制出 Cerapearl 可铸造陶瓷。

国内于 20 世纪 80 年代开展了铸造陶瓷材料的研制及修复体制作技术的研究,如 Plat Ⅰ型、Plat Ⅱ型铸造陶瓷及 Liko、CGC 等铸造陶瓷,并应用于临床。

铸造玻璃陶瓷的熔融温度高(1 350~1 450℃),需要特殊的热源和坩埚等设备,以及制作修复体的专门技术。铸造后制成的陶瓷铸件还应晶化热处理。晶化程序对铸件的理化性能和晶核生长有密切关系,必须按照一定的晶化程序热处理,约在 650℃ 成核在 1 075℃ 下控制晶体生长,使铸件形成理想的晶体,以及晶体的结构和含量,才能提高铸件的强度和稳定的化学性能。

(1)种类:根据组成结构的不同分为两种。

①硅氟云母铸造陶瓷材料:如商品名为 Dicor,属于 SiO_2-K_2O-MgO-MgF_2-Al_2O_3-ZrO_2 系列

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

铸造陶瓷材料，其主要结晶相为四硅氟云母($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$)，晶体含量为55%。

②磷灰石铸造陶瓷材料：商品名如Cerapearl，属于$CaO-P_2O_5-MgO-SiO_2$系列铸造陶瓷材料。主要结晶为氧磷灰石相(Crystalline Oxyapatite)，化学式为$Ca_{10}(PO_4)_6O$，以及其他硅酸盐相。氧磷灰石的化学性能不稳定，接触到水后，其晶体结构为[$Ca_{10}\cdot(PO_4)_6\cdot OH_2$]的羟基磷灰石。晶体含量为45%～50%。

(2)组成及结构：主晶相为硅氟云母的铸造陶瓷组成见表8-4。主晶体为氧磷灰石的铸造陶瓷材料的组成见表8-5。

铸造陶瓷或玻璃陶瓷是由玻璃经过热处理过程制成的多晶固体，其中有结晶相也有玻璃相。热处理过程是产生微晶玻璃的关键阶段，必须仔细认真的予以控制，以保证形成所期望的晶体类型和含量，作为口腔修复材料的铸造陶瓷晶体，要求细小和数量多，以保证材料的良好性能。玻璃的析晶要先有核心，有了核心，才能在晶核周围长出晶体，因此，玻璃基质中加有成核剂(ZrO_2、TiO_2、LiO_2)。除了在玻璃基质中加入核化剂外，晶核的形成和晶体长大与玻璃的黏度密切相关，玻璃的析晶主要决定于玻璃黏度与成核速度和晶体生长速度三者间的关系。只有当玻璃在适宜的温度一黏度条件下才会有晶体析出。

表8-4 主晶相为硅氟云母的铸造陶瓷组成(质量百分比)

	Liko(西安)	CGC(天津)
SiO_2	50～65	40～65
MgO	7～18	6～18
Al_2O_3	0～2	0～2
K_2O	8～15	5～15
F	1～16	1～16
ZrO_2	1～6(+TiO_2)	1～6
BaO	0	<3
其他	0～5	0

表8-5 主晶相为氧磷灰石的铸造陶瓷组成(质量百分比)

	Plat (中国·成都)	Cerapearl (日本)
CaO	38～51	45
P_2O_5	14～22	15
MgO	3～10	5
SiO_2	30～41	34
其他($Al_2O_3\cdot ZrO_2\cdot F$)	2～10	1

一般玻璃陶瓷的结晶相的晶粒尺寸很小，为0.1～10μm，结晶相在整个体积中应占有50%以上。

(3)性能：铸造陶瓷材料因其组成结构色泽与天然牙极为近似，其导热率、透明性、折射率、硬度与人的天然牙接近。铸造陶瓷材料制作的修复体色泽近似天然牙，具有牙釉质的半透明性，并具有良好的强度，可承受一般的咀嚼压力。

①物理性能：见表8-6。

表8-6 铸造陶瓷材料的物理性能

	Plat	LiKO	CGC	Dicor	Cerapearl	牙釉质
密度(g/cm³)	2.96	2.65	2.7	2.7	3.0	3.0
折射率(J/c·m·S·℃)	/	1.67	1.53	1.52	1.63	1.65
热膨胀系数(×10⁻⁶/℃)	8.5	7.4	7.1	7.2	11	11.4
弹性模量(GPa)	85	68.3	68.2	70.3	103	84.1
弯曲强度(MPa)	165	/	/	./	/	9.81
压缩强度(MPa)	750	630.3	/	828	590	392
显微硬度(kg/mm²)	6.3(GPa)	302	505	362	350(湿)	343

②化学性能：铸造陶瓷材料在各种pH不同介质中，不发生任何腐蚀现象。铸造陶瓷的耐酸性(mg/cm^2)为0.442，耐水性(mg/cm^2)为0.333，铸造陶瓷具有稳定的化学性能。

③生物性能：经急性毒性试验、细胞毒性试验、皮肤刺激试验，溶血试验、致突变致畸试验检测，其结果均符合口腔材料生物学要求。硅氟云母铸造陶瓷和磷灰石铸造陶瓷两种材料，均为无毒、无刺激性、生物安全性良好的修复材料。

④美学性能：由于铸造陶瓷材料具有与牙釉

质相似的半透明性，该陶瓷修复体的色泽与天然牙相近，显得自然美观。铸造陶瓷材料的微结构主要由析出的晶体和残余的玻璃相组成，当光线进入其中后，析出的晶体使光线散射，产生深部的乳白色半透明性。而且在铸造陶瓷材料中加入了荧光剂，使之更接近天然牙色。与金瓷修复体相比，因无不透明的金属体，消除了不自然的色调和修复体龈缘灰线，色泽更加自然。

铸造陶瓷材料的强度、硬度已达到临床要求，陶瓷熔融后，有一定的流动性，可用失蜡铸造技术制作修复体。热传导率低，对牙髓无刺激作用。但陶瓷具有脆性，这是其主要缺点，应通过不断的研究加以解决。

3. *热压陶瓷*(heat-pressed ceramic)　热压陶瓷材料是一种白榴石增强的玻璃陶瓷，1986 年由列支敦士登 Ivoclar(义获嘉)公司推出 IPS Empress 热压陶瓷。因这种陶瓷是将预制的瓷块放在高温下加压铸造而成修复体的，故又称为热压铸造陶瓷，并具有与之配套的热压 Empress Ep500 热压炉。

热压陶瓷的组成：其组成为长石瓷和白榴石，为了使材料具有较高的强度，白榴石含量达 41.3%。

IPS Empress 陶瓷材料的三点弯曲试验，弯曲强度 120～130MPa，断裂韧性为 1.3MPa · $m^{1/2}$，只能制作嵌体，贴面及单冠。

后经数年的研究，从组成配方上加以改进，研究目的是提高热压陶瓷的强度和韧性，克服其脆性。1999 年 Ivoclar 公司推出 IPS Empress 2 玻璃陶瓷材料。

IPS Epress 2 陶瓷材料的组成：该材料由二硅酸钾和磷酸锂组成，上述两种晶体形成相互交错的三维网络式结构。IPS Empress 2 新型陶瓷材料中的晶体含量超过体积的 60%，但不影响陶瓷的透光性，改进了玻璃陶瓷的物理性能和化学性能，其三点弯曲强度为 300～350MPa，断裂韧性为 3.1～3.2MPa · $m^{1/2}$。由于陶瓷材料具有较高的强度和韧性，热压铸造陶瓷不仅可能制作嵌体、贴面、单冠，还可以制作三单位前牙全瓷固定桥。

4. *渗透陶瓷*(infiltrated ceramic)　1988 年 Sadoun 研制出高强度陶瓷材料。熔融的玻璃通过毛细管作用渗入到多孔的氧化铝的网状孔隙中，形成氧化铝与玻璃相连续交织的复合材料，故称为渗透陶瓷。由于玻璃渗入氧化铝材料中，封闭了氧化铝的孔隙，有效地限制了裂纹的扩展，提高了陶瓷材料的弯曲强度。渗透陶瓷的弯曲强度可达 320～600MPa，较一般牙科陶瓷材料 Dicor，Empress 等高 3～4 倍。

(1)组成：由氧化铝与玻璃料两大部分组成。

氧化铝：最早采用的氧化铝是 α-Al_2O_3，烧结温度低于1 600℃。1994 年推出 In-Ceram Spinell 陶瓷材料，以尖晶石($MgAl_2O_4$)代替氧化铝。牙科用的尖晶石是由氧化镁与氧化铝混合后烧结而成，材料具有较高的透明度，但其强度低于氧化铝。

近年来研制出新型 In-Ceram Zirconia 陶瓷材料，用经过氧化钇(Y_2O_3)稳定处理的氧化锆代替部分氧化铝(33%～35%)，其强度较高。

玻璃材料：用于氧化铝渗透的玻璃是特殊的玻璃。这种玻璃料由氧化硅、氧化镁、氧化钛、氧化镧、氧化锆、氧化钙、硼酸等组成，并加有金属氧化物着色剂，使玻璃渗透后的核底层能满足临床修复体颜色的要求。

(2)性能：弯曲强度高，可达 320～600MPa；烧结收缩为 0.21%～0.24%；透明性好，色泽自然；耐磨性好；可部分阻射 X 线。

国内先后研制出 GI-Ⅰ 和 GI-Ⅱ 型渗透陶瓷材料，弯曲强度为 370MPa。

5. *切削陶瓷*(machinable ceramic)　随着科学技术的迅速发展，计算机技术也得到快速发展。计算机辅助设计和计算机辅助制作(CAD/CAM)技术最早是用于工业自动化的高科技技术，后经牙科医师和科技人员的长期研究，牙科 CAD/CAM 系统得到发展，并形成商品，应用于临床。20 世纪 70 年代主要进行 CAD/CAM 理论方面的研究，1973 年法国牙医 Duret 首次发表了 CAD/CAM 在口腔应用的论文。

1983 年第一台用 CAD/CAM 技术制作牙科修复体的样机在法国问世。1985 年法国牙医学会举行国际会议期间，法国牙医 Duret 当众展示了 CAD/CAM 高新技术制作修复体系统，并制作了一个全冠修复体。此后 CAD/CAM 技术逐渐得到发展。

CAD/CAM 系统逐渐受到世界各国科学界的重视，不断开发出 Duret 系统、Cerec 系统、Procera 系统、Celay 系统，以及近年来新开发的 Precident

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

DCS系统、Digident系统和Cercon系统等。

CAD/CAM系统的开发研制成功，有了制作修复体的高精技术，当然还要有与之配套的材料，才能加工制作成修复体，因此对切削机加工材料的研究是十分重要的。

现在CAD/CAM系统加工的材料有金属、陶瓷，陶瓷材料应用的最多，因其结构色泽与天然牙相似，深受广大患者的喜爱。

(1)种类

最早的切削陶瓷为Dicor铸造玻璃陶瓷，可制作嵌体及贴面。德国Vita公司生产出Vita MarkⅡ切削陶瓷。此后又相继推出Dicor MGC陶瓷、Dicor MGC-F陶瓷、In-Ceram Al_2O_3陶瓷、氧化锆陶瓷等。近年来，国内研制出牙科MC切削陶瓷。

(2)性能：陶瓷材料的组成结构不同，其性能也有差异。

①Vita MarkⅡ瓷块：由SiO_2、Al_2O_3、Na_2O、K_2O、CaO、TiO_2等组成。其外形为便于切削并与CAD/CAM系统配套的各规格瓷块，有各种颜色可供选择。

性能：热膨胀系数为8.8×10^{-6}℃，弹性模量63GPa，弯曲强度77.73MPa，压缩强度757MPa，断裂韧性(K_{IC})1.8MPa·$m^{1/2}$。

②Dicor MGC-F陶瓷：由于Dicor陶瓷、Vita MarkⅡ陶瓷脆性大，韧性低，故又研制出Dicor MGC-F陶瓷。

这种陶瓷是在Dicor MGC的基础上，加入氟，使其形成氟云母玻璃陶瓷。其断裂韧性有所提高，为2.09mPa·$m^{1/2}$。

③MC切削陶瓷：牙科MC切削陶瓷是国内于1998年研制成功，并进行了临床试用，获得良好的修复效果。

组成：MC切削陶瓷主要由Al_2O_3和云母玻璃料两大部分组成。自制的预成氧化铝瓷块，具有良好的切削性能。玻璃料为镧硼硅玻璃。

性能：氧化铝瓷体经玻璃渗透后，部分烧结的多孔氧化铝，变成了致密的氧化铝玻璃复合体，其强度、韧性、硬度均有显著提高(表8-7)，这是由于熔融的玻璃液体在毛细管作用下填满了氧化铝骨架中的孔隙；形成刚性网状骨架，并使渗透过程保持净尺寸。

表8-7 MC切削陶瓷的性能

密度(g/cm^3)	3.89
透光率	8%
弯曲强度(MPa)	424
断裂韧性(MPa·$m^{1/2}$)	4.74
弹性模量(MPa)	283
维氏硬度(GPa)	11.2

④氧化锆陶瓷：上述陶瓷因性能尚不能满足临床要求，在临床上只能做单冠及嵌体修复，不能做后牙全冠及固定桥，研究者试图再提高陶瓷的强度。于2001年德国德固萨公司推出Cercon系统(CAM)，研制出氧化锆陶瓷，可以制作修复体的底层和固定桥桥架。

氧化锆陶瓷制作修复体的方法是先将氧化锆瓷块切削成修复体的底层，然后再加工烧结，此时强度可达1 000MPa。

(二)全瓷的修复技术

全瓷修复体的制作技术和工艺，因材料的种类、性能的不同也有差异。

1. *粉浆涂塑技术* 此种技术是根据临床上的比色结果，将白榴石晶体粉与长石瓷粉末混合在一起，用蒸馏水调拌成粉浆，或是将选定的瓷粉用蒸馏水调拌成粉浆，涂塑在特种耐火代型材料上，经烧结制成全瓷冠。由于全瓷冠具有长石瓷的色泽和透光性，一次成型就完成全瓷冠，也可先形成铝瓷核，再塑饰面瓷形成全冠。常用的粉浆涂塑瓷有Optec HSP、Duceram LFC。

2. *铸造技术* 早在1923年Wain就提出了牙科铸造陶瓷技术，这种技术是采用失蜡法铸造成修复体。1972年Grossman报道了用玻璃陶瓷经熔化后铸造制作牙科嵌体，贴面和全冠的修复技术。20世纪80年代中期登士柏公司与康宁公司合作开发出铸造陶瓷专用离心铸造机及晶化炉。为铸造陶瓷修复体的制作提供先进的全套设备及材料。国内采用各自研制的铸造陶瓷材料，开展了陶瓷铸造修复技术的研究，并应用于临床。

3. *热压铸陶瓷技术* 热压铸陶瓷技术最早由瑞士苏黎世大学修复材料系研制成功(1983)。以后与列支登士敦牙科公司合作开发研制出IPS-Empress陶瓷材料和Empress Ep500热压炉。制作方法与铸造技术基本相似，通过失蜡铸

造成铸件，可一次完成瓷修复体，也可先完成基底层再上饰瓷，以满足颜色的要求。

4. In-Ceram 技术　这是一种高强度全瓷修复技术。其主要方法是将高纯度细颗粒的 Al_2O_3 粉末用专用液制成粉浆，涂塑在 In-Ceram 专用石膏耐火代型上，通过石膏毛细管作用吸收水分，然后烧结，形成多孔 Al_2O_3 骨架，再用玻璃渗入，提高强度，制作成修复体基底层，再饰面瓷。国内已研制出 GI-Ⅰ型、GI-Ⅱ型渗透铝瓷材料及工艺。

5. CAM 加工技术　1986 年西门子公司率先将牙科 CAD/CAM 商品化，生产出 Cerec Ⅰ型牙科 CAD/CAM 系统，仅能制作嵌体、贴面、3/4 冠。1994 年推出 Cerec Ⅱ型 CAD/CAM 系统，1998 年开发出全冠软件，不仅可制作前后牙全瓷冠，还可制作瓷底层冠，使全瓷冠的殆面形态完整。它是通过光学摄像系统采集印模，在计算机上进行修复体设计，并将图形文件进行数字化处理传入计算机辅助制作系统，进行修复体加工。瑞士(1992)推出 Celay Copy-milling 系统，它的制作原理与配钥匙相似，首先制出一个暂时的树脂修复体轮廓，并以此作为模坯，用机械式扫描系统描记模坯形状使其同步传到加工系统，进行修复体的制作。计算机辅助设计辅助制作(CAD/CAM)系统研制成功，为牙科全瓷修复技术提供了一个新的途径，以及制作修复体的高新技术。

第二节　全瓷冠的适应证与禁忌证

牙体缺损的全冠修复体的选择决定于制作修复体所用材料的组成、结构、性能、价格，患者口腔牙体解剖形态、牙体缺损情况、病变程度和类型，口内殆关系的情况，牙齿殆面磨损程度，牙体、牙根健康状况，患者的主观要求以及患者的经济条件等。因此各种不同全冠修复体，各具有相应的适应证和禁忌证。作者在多年的口腔修复临床工作中，常常发现因适应证选择不当造成修复失败。最常见的是修复体脱落断裂，基牙牙冠与修复体同时脱落，造成基牙牙周病变，修复体的基牙松动，最后无法保存基牙，而被拔除。

口腔修复科的医师在每日的临床工作中，接待的患者是各式各样的，每个患者的口腔情况是各不相同的，一旦患者选择做全瓷冠，医师必须根据患者的全身情况和口腔情况的仔细检查，并根据全瓷冠的适应证和禁忌证作出决定。

基于全瓷冠的适应证要求更加严密。全瓷冠虽然具有良好的生物安全性和色泽与天然牙相近似的美观性，但陶瓷具有脆性，这一缺点是必须重视的。应在适应证的选择上严格控制，并在陶瓷材料的选择和制作修复体的操作技术上，对可能产生影响修复体质量的因素加以控制。

一、适　应　证

1. 前牙龋坏经治疗后已无症状者。
2. 前牙切缘缺损、切角缺损、邻面缺损者。
3. 前牙为四环素牙、氟斑牙、牙釉质发育异常者。
4. 先天畸形牙，如锥形侧切牙。
5. 因外伤折断的前牙，可经根管治疗后，做桩核后进行全瓷冠修复。
6. 前牙牙髓失活，牙冠变色影响美观者。
7. 后牙牙冠大面积缺损或龋坏，已经口内治疗及充填者，为了保护牙冠，并恢复咬合功能者。
8. 对金属修复体过敏者。
9. 要求做全瓷固定桥的固位体者。
10. 要求修复体的色泽与天然牙相近似者。
11. 缺损或龋坏清除后，余留的牙冠牙体组织必须有一定的量，牙釉质应有牙本质组织的支持，以增强全瓷冠的固位和对正常咀嚼力的承担能力。
12. 全瓷冠修复体的基牙的牙根尖周组织应是健康的，牙槽骨的高度应为根长的 2/3 以上者。
13. 患者的前牙和后牙的殆关系应基本正常，以保证全瓷冠舌侧和殆面具有一定厚度，保持全瓷冠能长期使用的效果。

二、禁　忌　证

1. 牙冠过短、过小，牙冠缺损过多，全瓷冠无法获得足够的固位力和支持力者。
2. 乳牙、青少年未发育完成的牙，牙髓室大，髓角高，不宜做全瓷冠修复。
3. 深覆殆和咬合紧的患者，特别是前牙为内

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

倾性的深覆殆患者，上下前牙的接触面已严重磨损，制备不出上前牙全瓷冠舌侧间隙，或下前牙唇侧间隙者。

4. 拟作全瓷冠修复的基牙牙周组织有病变或基牙牙槽骨吸收多者。

5. 患有神经精神疾病，或心理、生理疾病者，不能配合医师进行正常治疗者。

6. 下前牙的近远中制备不出颈缘形态（肩台或凹面型）者。

7. 牙冠殆面严重磨损，牙颈部缩窄者。

第三节　全瓷冠的牙体制备

制作修复体之前，均应进行牙体制备，特别是固定修复体，由于修复体是直接粘结在基牙上的，必须将基牙制备成要求的形状，以获得修复体的固位、支持和稳定作用，这样才能使修复体长期在口腔中使用，达到满意的修复效果。

全瓷冠（all-ceramic crown）是用陶瓷材料制作的覆盖整个牙冠表面的修复体，替代了过去曾用的金属全冠、烤瓷全冠（金瓷全冠）。

全瓷冠的优点：

1. 瓷的结构与牙齿釉质相近似，陶瓷是无机多晶聚合体，牙釉质 96%～97%（重量）是无机物。无机物中主要是钙磷的磷灰石晶体。

2. 全瓷修复体的殆面耐磨性好，硬度较高，陶瓷中具有网状结构，与牙齿中的釉柱、绞釉相似，增强抗剪切强度。

3. 瓷冠具有良好的耐腐蚀性和化学稳定性。

4. 具有良好的生物相容性，经生物安全性实验，陶瓷材料无毒、无刺激，不致畸。

5. 全瓷冠色泽自然美观，修复体具有活力，层次分明，类似天然牙。

6. 全瓷热传导率低，不会因传热而刺激牙髓组织。

7. 全瓷冠外表面光洁，不易附着食物残屑，形成牙菌斑。

全瓷冠的不足之处，主要是具有脆性，完成的全瓷冠在咀嚼压力的作用下，或是不慎咬硬物时易折裂，故现多采用高强度铝瓷作底冠，其上用饰瓷完成，这种方法制作的全瓷冠强度好，可满足患者的要求。

一、牙体制备的重要性

（一）提供容纳全瓷冠修复体的空间

将缺损或龋坏的牙冠组织经过治疗处理，制备成一定的制备体形状，使全瓷冠修复后恢复原来天然牙的解剖形态和生理功能。没有适当的足够的空间，全瓷冠的形态异常，与同名牙、邻牙不协调，影响美观及生理功能。若前牙舌侧空间过小，则将会使全瓷冠舌侧厚度不足，在行使功能时，易脆裂，造成修复失败。若唇侧空间过小，全瓷冠为了具有美观的色泽和坚固性，必须具有一定的厚度，当全瓷冠修复后戴在口内基牙上时，则将会显现出与邻牙不协调，比邻牙更突向唇侧，影响美观和功能。

（二）为全瓷冠修复体建立良好的固位形，提供足够的固位力

全瓷冠的固位是依靠基牙牙体的正确制备，通过牙体的制备获得固位形，因此制备牙体时必须遵循一定的原则，按照要求进行制备。为了使修复体增强固位力也可采取适当的措施，如在制备体上增加沟固位形，或者将殆向聚合度减小，使制备体各轴壁更接近平行，以提高固位力。此外，全瓷冠的固位，还和冠与制备体的密合情况密切相关，良好的密合度可增强固位。

全瓷冠有了良好的固位，才可能在口腔中行使正常的咀嚼功能。人们的口腔是处于一个动的状态，因人们要说话、表情、切割、撕裂和咀嚼食物，修复体固位不良，将会在口腔运动过程中，受到侧向外力或不利的外力时脱落，造成修复失败，因此制备牙体时建立良好的固位形是修复体成败的关键。

（三）为全瓷冠修复体提供良好的支持作用

牙冠因龋病或外伤造成缺损，使牙冠失去了原有的解剖形态和生理功能，牙体成为半冠，仅余留颊侧与邻面，或仅余留舌侧与近中壁，并伴有陡的牙尖或锐的边缘嵴。在修复之前，必须将病变治疗彻底，这其中包括牙冠及牙根尖周病变。待治愈症状完全消失后，将缺损部分用优质材料充填修复，或者制作桩核，再将根上部分制备成核

形。全瓷冠完成后，粘结在制备体(核)上，通过制备体或核与根连接，使全瓷冠修复体获得根的支撑。全瓷冠才能在人们的口腔中发挥应有的生理功能。

综上所述，牙体制备在全瓷冠的修复中是至关重要的。高质量的牙体制备，才能制作出优质的全瓷冠修复体，使修复体可以长期有效的在口腔中使用，发挥其应有的功能。

二、牙体制备的原则

牙体制备是在患者的口腔中进行，通过各种切割器将牙体组织磨除，修整成理想的形态，口腔中有软组织和硬组织，如牙齿、舌体、肌肉及黏膜，在制备牙体的过程中不能伤及口腔的软、硬组织，否则会给患者造成不必要损害。而且全瓷冠修复后还必须与口颌系统各部分的功能运动协调一致，才能使修复体发挥其功能。牙体制备必须遵循生物学、力学、美学三大原则。

(一)尽量保存健康的牙体组织

牙冠患龋病时，应经过治疗，去尽龋坏腐朽的组织，防止产生继发龋。将健康的牙釉质、牙本质尽可能的保存下来，作为全瓷冠修复体的支持和固位。

(二)防止病变再发生

患龋坏的牙齿应将腐烂变质、变色的牙体组织去尽，有根尖周病变的基牙，应进行彻底的根管治疗，治疗痊愈后，再开始进行修复，否则易产生继发龋和根尖周再感染。绝不能在治疗后尚未痊愈的情况下，进行修复治疗，因牙体制备会给牙髓组织、牙周组织造成创伤，未痊愈的牙体或牙周组织，将因创伤使病变加重。

(三)建立全瓷冠修复体的就位道

全瓷冠是在口外的代型上完成的，冠经各种技术完成，并经着色抛光后戴在患者口腔内的基牙制备体上，为了使全瓷冠能顺利的就位，制备体应制备出就位道，各制备体轴壁应彼此平行，同时为了使全瓷冠与制备体密合，以增强冠的固位力，制备体应无倒凹。

(四)制备牙体时勿伤及牙髓

制备牙体时，操作的医师应先通过X线片，了解制备牙的髓室及髓角高度。制备时应加以特别注意，如上颌第一磨牙牙冠微向颊侧倾斜，颊侧髓角在制备时易伤及。此外，错位牙在制备时为使修复体与邻牙协调，易伤及牙髓。

活髓牙对机械刺激、温度刺激，以及化学制剂刺激均是很敏感的。因此，制备时切割器械应锋利，机械转速应适当，医师操作时压力轻，而且采用间断磨除，在制备牙体过程中应不断用冷水降温，防止切割时温度高刺激牙髓。

总之，在牙体制备过程中应注意对牙髓组织的保护。

(五)尽可能保存患牙的生机

因活髓牙有正常的神经血管，有正常的生理代谢和对外界刺激的反应能力，牙髓失活以后，代谢功能丧失，牙体组织失水而变脆，很易折断，同时易引起根周感染，所以不应轻易将牙髓失活。

在当前有些口腔医疗诊所，为了增强修复体固位力，而将牙髓失活。特别是全瓷冠和金瓷冠的牙体制备，在制备时，破坏牙髓的活力，这种作法是错误的，应加以禁止。

在我院的口腔修复科临床工作中，从未因要进行烤瓷冠(金瓷冠)修复，甚至新近开展的全瓷冠修复，而将牙髓活力破坏。我们对活髓牙全瓷冠、金瓷冠修复进行多年观察追踪，未发现异常不良反应。

(六)牙体制备时勿伤及龈缘及龈沟底

在进行前牙牙体制备时，应先退缩牙龈再制备，这样可避免伤及龈缘，若伤及龈缘会影响美观，并给患者带来损害。制备牙体颈部时，采用切割器应适当，深度应适宜，过深至龈沟底，易破坏龈沟上皮组织，将产生龈炎。

(七)牙体制备时勿伤及邻牙及对颌牙

在牙体制备时因操作医师不谨慎或选择器械钻针不当，很易伤及健康的邻牙的邻面，使邻面失去天然的突度和外形，从而影响修复体戴在口腔内后触点的恢复，甚至会造成邻面之间产生食物嵌塞，应认真小心地进行制备体邻面的制备，切勿伤及邻牙的邻面。

在临床上进行患者牙体制备时，因𬌗面间隙不足，常将对颌牙的𬌗面磨除一些，但不能磨除过多，否则当修复体粘结后与对颌牙产生功能时，常出现对颌天然牙有过敏现象，不能正常咀嚼食物。

(八)建立修复体正确的外形

在保证修复体的各部位厚度和质量的基础

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

上，建立正确的修复体解剖形态和功能。建立修复体正确的外形，首先必须建立正确的制备体形态，其形态不仅对修复体的固位和支持有密切关系，还与修复体的使用寿命和修复效果密切相关。特别是前牙的切缘和舌侧，后牙的𬌗面，必须有正确的形态和容纳修复体厚度足够的间隙，否则易引起修复体折裂而失败。

（九）建立咬合平衡

在进行牙体制备时，如检查到口腔内有过长牙、畸形牙、错位牙等应进行调磨，以建立协调的邻间关系和上下颌间关系。制备体完成后，应仔细检查正中𬌗、前伸𬌗、侧向𬌗时，上下颌之间的间隙是否足够，若间隙未达到预期要求，应再加以磨除，至达到要求为止。这样才能使修复体完成后戴在口腔内具有良好的修复效果和功能。当然，每个修复体在口腔内试戴时均须调𬌗，但这种调磨修改是少量的，不会影响修复体的质量和修复效果。

三、牙体制备的方法

全瓷冠的牙体制备与金瓷冠的要求和方法相似，例如去除患牙的龋坏组织，牙冠的最大周径降至颈缘，制备体轴壁相互平行，轴面无倒凹。当口腔进行正中𬌗、前伸𬌗等功能运动时，应有容纳修复体的足够空间。同时，还应考虑到陶瓷材料的强度和韧性低，受力后易脆裂的缺点。因此，需要适当增加制备体与各𬌗位间和邻牙间的空间，以增加全瓷冠的厚度，提高其强度和美观效果。

（一）前牙全瓷冠的牙体制备

全瓷冠具有良好的美观性和生物安全性，在口腔修复临床上全瓷冠多用于前牙修复，但后牙修复也不少。

1. *唇面制备* 为了控制唇面磨除的量，先用柱形金刚砂钻在唇面顺长轴制备两条深约1.2mm的引导沟，再用金刚砂钻参照唇面外形，磨除约1.5mm的间隙。注意前牙唇面的中份稍突向唇侧，故不应将唇面制备成平面形，唇面的颈部磨除至牙冠的颈缘齐平。

2. *切缘制备* 上前牙的切缘在行使功能时，常常承受下前牙的唇向咬合力，制备上前牙的切缘时，切缘应制备成向舌侧面倾斜与牙长轴呈45°角的斜面，使上下牙咬合时，𬌗力的方向接近垂直，并使正中𬌗与非正中𬌗功能运动时，均能使制备牙的切端与对颌牙保持足够间隙。而下前牙的切斜面与上前牙相反，切斜面是斜向唇侧45°角。前牙切缘应磨除1.5～2.0mm的间隙，以保证全瓷冠的强度与美观。

3. *邻面制备* 以柱状金刚砂钻置于基牙邻面，沿切龈方向切割，注意勿伤及邻牙的邻面，使邻面接触部分完全分开，去除倒凹，制备出一定的间隙，全瓷冠邻面制备出1.5mm间隙。切龈观察，前牙制备体两邻面相互平行。为了使全瓷冠更容易就位，可以使制备体的两个邻面向切方适当聚合，过去的教科书提倡聚合度为2°～5°，现在的研究认为𬌗向聚合度范围为10°～20°（图8-1）。Dodge等通过抗力实施研究，认为𬌗向总聚合度22°与10°、16°之间无统计学差异，并认为以16°较为理想。赵云风、王华蓉、李勇对牙体制备形态对CAD/CAM全瓷底层冠适合性影响的研究发现，制备体𬌗向聚合度为20°时，全瓷底层冠的适合性最好（40.1μm±11.8μm）。

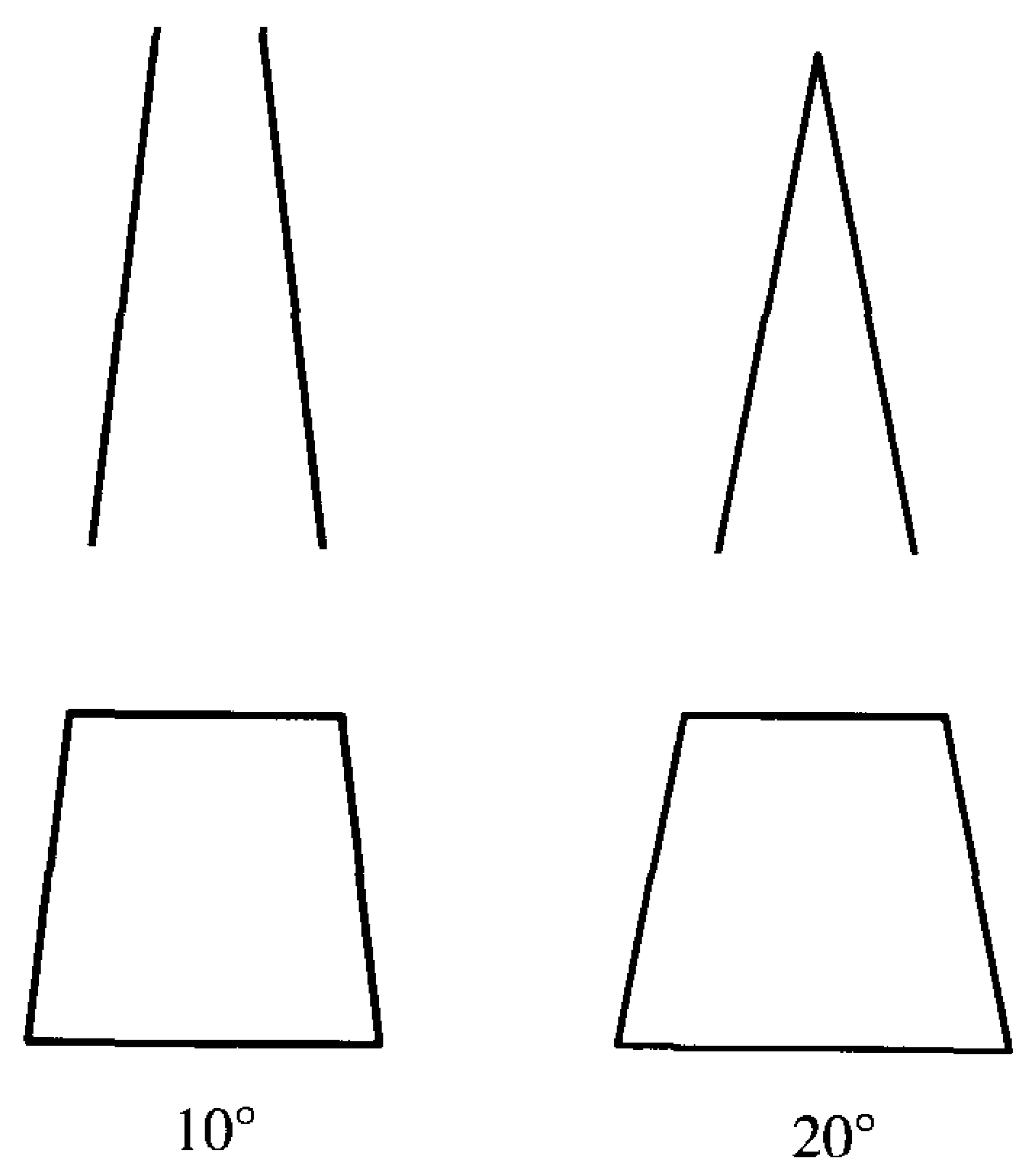


图8-1 𬌗向聚合度

4. *舌面制备* 用"青果石或直径较大的柱形金刚砂钻去除舌隆突至颈缘处的倒凹，再根据舌面解剖外形均匀磨除1.5mm的牙体组织，舌侧面应消除倒凹，为了使全瓷冠有良好的固位力，舌隆突至龈缘处应制备成与牙长轴平行的表面，不仅能使全瓷冠顺利就位，而且增加冠与制备体的摩擦力和接触面积，提高冠的稳定性（图8-2）。

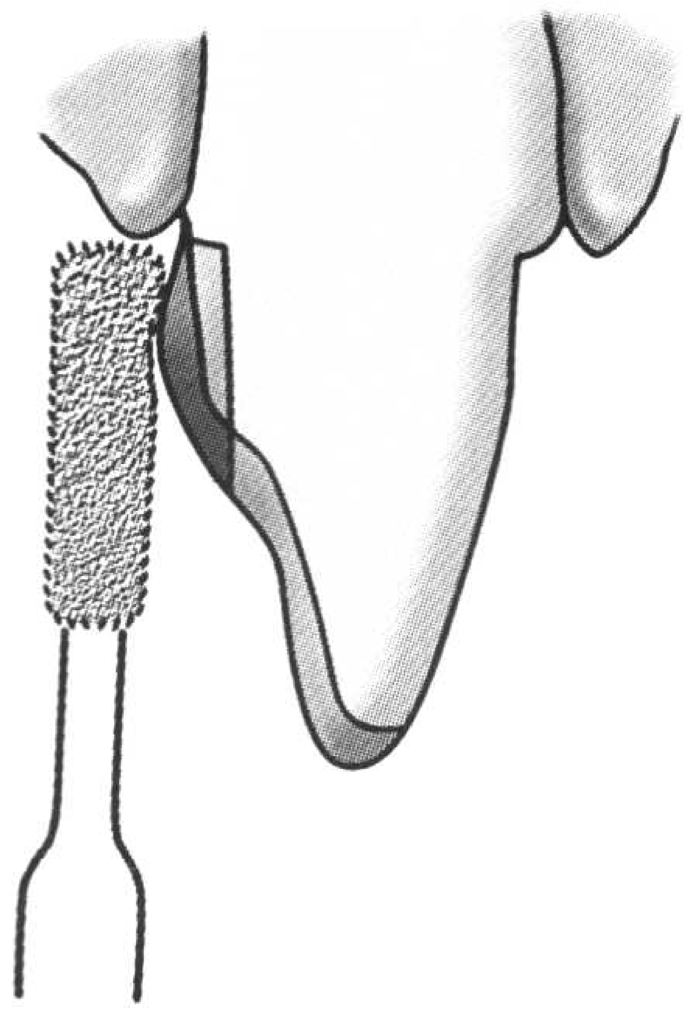


图 8-2 前牙舌隆突制备

5. 颈缘的制备 牙体的颈部一般在排龈后进行制备，排龈处理，使颈缘区充分暴露，防止龈缘损伤出血影响制备。如有过长的游离龈缘遮盖牙颈部，可用电切龈刀切除过长的龈组织。排龈线浸有肾上腺素或其他收敛剂，能起到暂时止血和使龈组织收缩的作用。使用专用工具或钝头器械将排龈线轻轻仔细的塞入龈沟内，排开游离龈缘，切勿伤及龈组织。数分钟后取出，再行颈缘制备。

全瓷冠的颈缘可制备成圆角肩台型，宽0.8～1.0mm，也可制备成宽约 0.8mm，120°～135°的凹面型(图 8-3)。将唇、舌、邻面的颈缘修整连成一体，颈缘的肩台或凹面应清晰、连续。

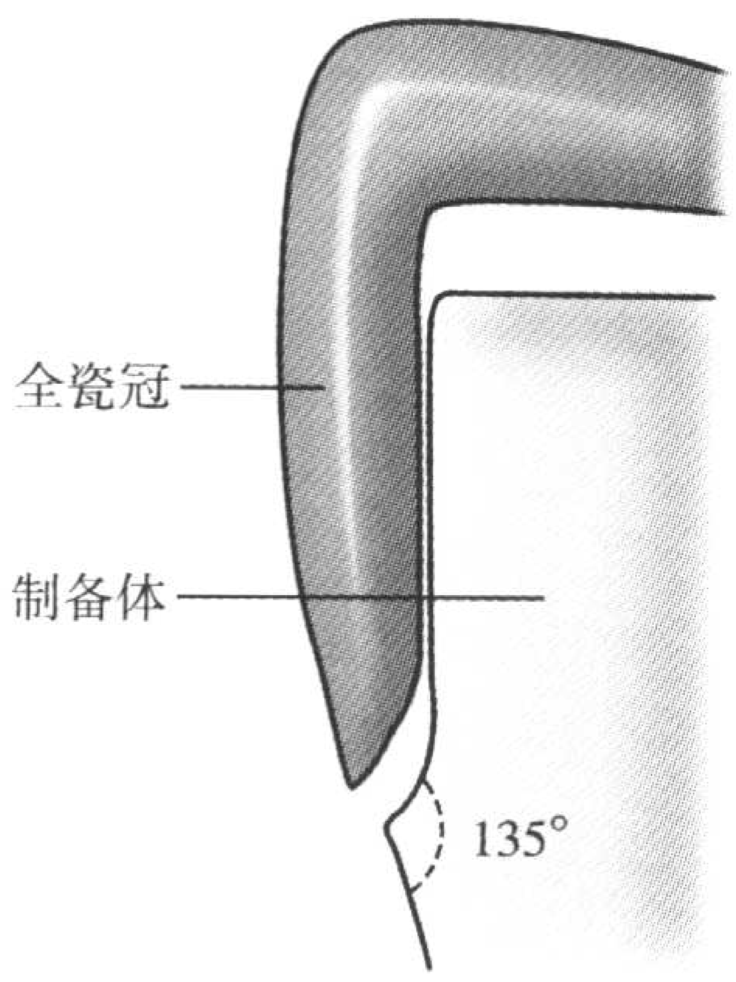


图 8-3 颈缘凹面型制备

6. 修整完成 检查制备体的各部分是否达到要求，必要时应加以修整。将轴壁相交的锐角用细砂石钻将其磨成圆钝的光滑面。颈缘不清晰，也可加以适当修改。制备体各表面应圆钝光滑无任何尖锐的棱角(图 8-4)，因直角、棱角易产生应力集中，使全瓷冠受力后折裂。

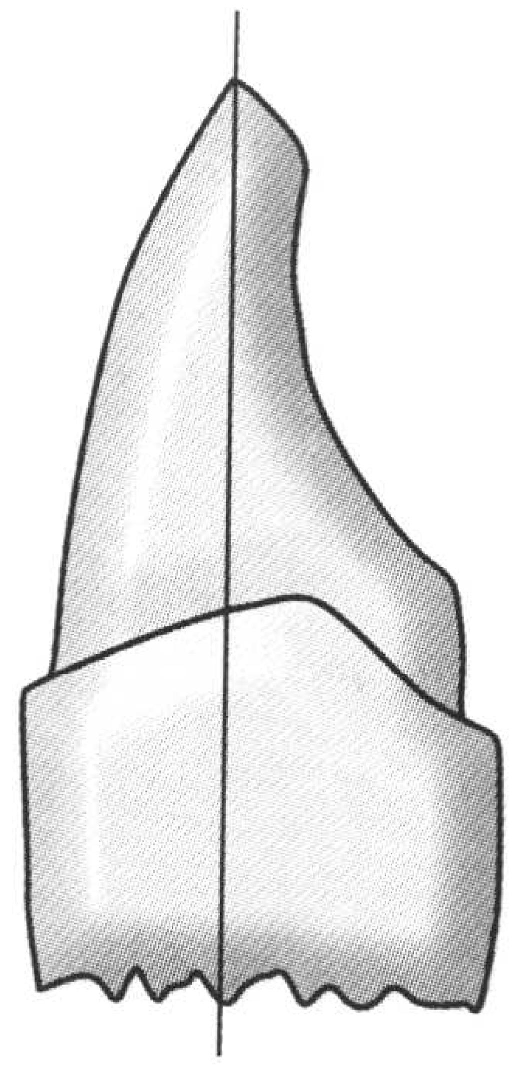


图 8-4 完成的上前牙制备体

(二)后牙全瓷冠的牙体制备

1. 牙合面制备 牙合面磨除 2.0mm，因牙合面是主要承受咀嚼压力的部分，应保证有足够的瓷厚度，以增强其抗力。应注意使制备体牙合面在正中牙合与非正中牙合时，均有足够的间隙。活髓牙的牙合面外形应与天然牙牙合面形态相似，无髓牙制备成斜向中央的颊舌两个斜面。

2. 颊舌面制备 颊舌面均匀磨除 1.5～2.0mm，并应保持颊面和舌面的外形。颊舌面的聚合度为 10°～20°(图 8-5)。

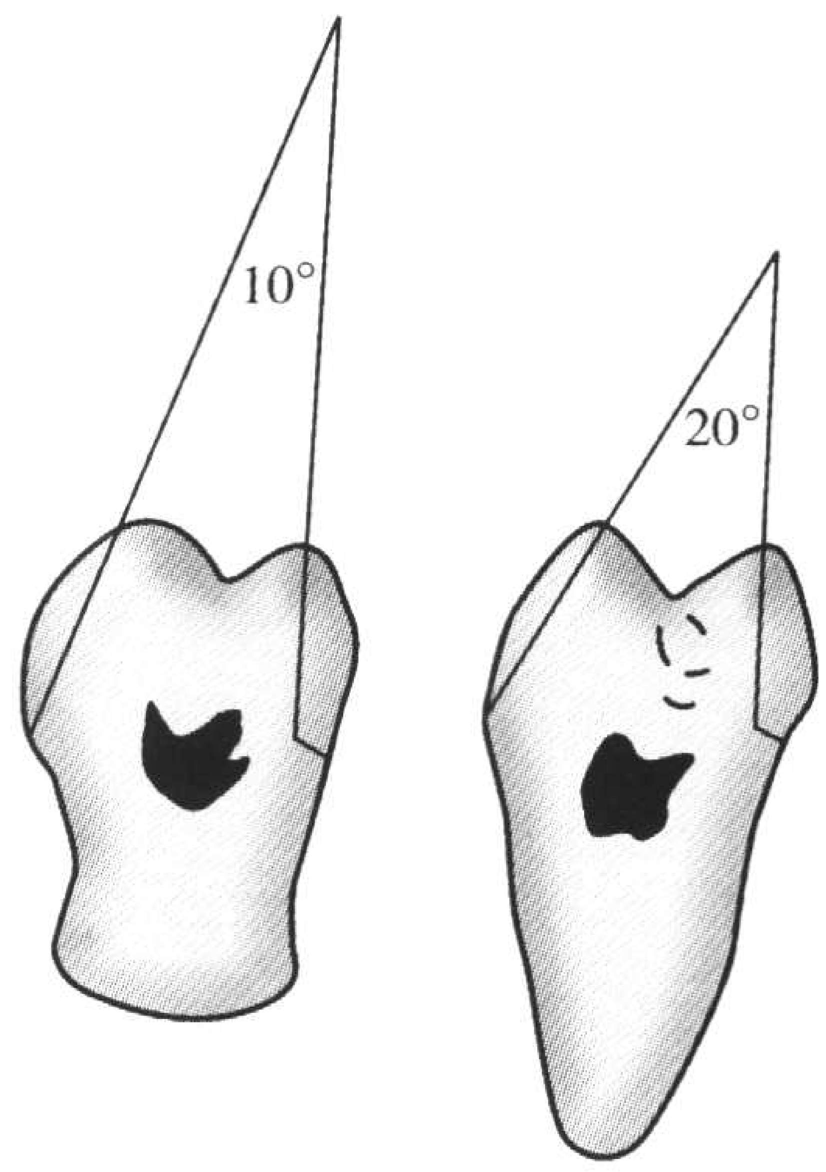


图 8-5 后牙颊舌面牙合向聚合度

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 邻面制备　消除邻面倒凹，磨除1.5mm间隙，𬌗龈向应保持平行，或形成10°～20°的𬌗向聚合度。

4. 颈缘制备　排龈后将颊、舌侧颈缘制备成圆角形的肩台，肩台深入龈下0.5mm，宽0.8～1.0mm，视牙冠的颈部形态而定。颊舌侧颈部肩台应与两邻面肩台相连续。也可将牙体颈缘制备成120°的凹面型，凹面的深度为0.3～0.5mm。

5. 修整完成　将制备体各面制备光滑、无倒凹、线角圆钝。颈缘线应连续一致、清晰。

总之，牙体制备的质量和制备体的形态直接影响到全瓷冠修复后的效果及成败，必须认真负责的进行操作。如遇牙冠过短，固位差者，尚应增加辅助固位措施。

关于𬌗向聚合度的制备，后牙应大于前牙，下颌牙应大于上颌牙，这是因牙齿的解剖形态和牙齿在牙列中的排列方位不同而有所差异的。

第四节　全瓷冠的设计及制作技术

目前，口腔修复常用的全瓷冠有铸造全瓷冠，热压铸全瓷冠及渗透全瓷冠，现将其设计及修复体制作方法介绍如下。

一、铸造全瓷冠的设计及制作技术

铸造全瓷冠是采用铸造陶瓷材料制作的。制作修复体前，医师和技术人员必须了解所用修复材料的基本性能和操作技术及制作工艺，才能制作出理想的修复体。制作修复体时，医师和制作技术人员必须掌握该材料的特性及优缺点。

铸造陶瓷化学性能稳定，生物相容性和安全性好，不刺激口腔软硬组织；热传导率低，不至于因传热而刺激牙髓组织；其力学性能较牙釉质高，耐磨损；色泽与天然牙色相近似；易于铸造成形；修复体适合性和精度好；而且上釉后，修复体外表面光洁，不易附着食物残屑，故不易形成牙菌斑。但陶瓷材料具有脆性，近年来许多学者进行提高陶瓷材料强度和韧性的研究，虽有一定改进，尚未从根本上解决问题。学者们希望纳米陶瓷的超塑性能解决陶瓷在承受较大载荷时破坏（产生裂纹）的问题。

铸造陶瓷全瓷冠是通过失蜡铸造法制作而成的，铸造后再经过晶化处理成为陶瓷，因此，在铸造和晶化时，应注意温度控制和工艺，以免产生缺陷，影响修复体的质量。

（一）修复体的设计

铸造陶瓷材料存在一定的脆性，修复体的设计与金属修复体显然不同。铸造陶瓷全冠的设计包括制备体和修复体形态的设计。其设计应遵循一定的原则。

1. 修复体不应有尖角锐边，防止修复体在试戴或粘结时这些区域被折断。

2. 修复体必须具有适当的厚度，以提高强度，增加抗力。一般厚度为1.5～2.0mm，至少1.0mm，才能承受口腔咀嚼时产生的压力，修复体在行使功能时才不致发生折裂。

3. 瓷修复体的咬合面形态应圆钝，无尖锐的颊尖，舌（腭）尖，以防止行使功能时瓷折断。

4. 全瓷冠制备体的𬌗面与轴壁交界处，应磨圆钝，以免产生应力集中，造成瓷修复体折裂。

5. 制备体的颈部边缘不应作成羽毛状或刀刃状，因瓷有脆性，薄边易断，故颈缘应有0.8～1.0mm厚度。

6. 全瓷冠的牙制备体轴线角，不能成90°直角，以免当瓷修复体粘结后，在功能时产生应力集中，造成瓷修复体失败。

（二）修复体的制作方法

制作铸造全瓷冠修复体，首先进行牙体制备，取印模灌制超硬石膏模型，在模型上制作蜡型，经焙烧铸造完成修复体，其详细步骤如下：

1. 牙体制备　铸造全瓷冠牙体制备采用切割器械、钻头、金钢砂钻等，将牙冠各部分磨除一层，或将暴露于口腔的桩核修整成制备体。制备后的牙体或核应具有固位形及抗力形。

前牙切缘或后牙𬌗面磨除1.5～2.0mm，牙冠轴壁磨除1.0～1.5mm，邻面则根据牙齿的形态而定，在1.0～1.5mm，牙冠的颈部制备成宽0.5～1.0mm的肩台型（shoulder），台肩与轴壁的交角应为圆角，也可制备成120°或135°的凹面型（chamfer），轴壁向切（𬌗）方聚合8°～10°现有

学者提出切龈向聚合度可至 20°，以利修复体的完全就位，同时提高修复体的精度和适合性，避免就位时阻力大，对瓷修复体产生应力。聚合度大的修复体可采用粘结力强的粘结剂粘结，也可获得良好的固位。若制作桩核的全瓷冠，按常规完成桩核制作，并粘结于根管内，核的形态必须按照铸造全瓷冠牙体制备的要求进行制备，唇(颊)舌(腭)、殆面、邻面各部分留出容纳全瓷冠厚度的间隙。

2. 取印模、灌模　要求印模必须精确，制备体及其颈缘清晰完整，基牙制备体的前、后应有邻牙 2～3 个，并有对颌印模。取模前用硫酸锌或肾上腺缩颈线放置于制备体颈缘处，以退缩牙龈。用硅橡胶印模材料或琼脂双层印模材料取模，将印模灌注成超硬石膏模型，制作成可摘代型，用烤软的嵌体蜡立即在患者口内制备体上咬蜡殆备用。

3. 蜡型制作及处理

(1)蜡型的制作：将模型上的代型适当修整后，涂以石蜡液或在水中浸泡，以便蜡型与代型容易分离。将蜡殆放在代型上，使其殆面与代型殆面完全密合，按照邻接关系及对殆关系完成蜡型。并适当恢复蜡型的唇(颊)、舌面外形，使之与邻牙协调。修整蜡型的龈缘使之与制备体贴合。蜡型完成后，检查其表面是否完整，光滑，组织面是否清晰，完整，达到满意后，在蜡冠的殆轴线角处插入内铸道，使铸道与蜡冠长轴成 45°角，内铸道再与外铸道相连。为了使铸造能达到高成功率，Plat 铸造陶瓷经多次实验建议设计直径 2.5mm 的内铸道，其长度为 3mm，外铸道设计直径 10mm，长 20～25mm(图 8-6)。

(2)包埋：采用 2 次包埋法，内层采用铸造陶瓷特制专用内包埋料(磷酸盐系)，外层用石膏系包埋料。为了节约内包埋料，用基底蜡片做成直径 20mm，高 40mm 的圆筒，放置于插有蜡型的铸道座上，并将基底蜡固定，以防止包埋时蜡筒移位。包埋时，先取 20g 包埋料，以硅胶体调拌(液/粉＝0.19)，调均匀之后，在振荡器上完成内包埋。2h 后用水调拌石膏系(石膏 25%，石英 75%)外包埋料，进行外包埋。其铸圈直径为 60mm，高约 70mm。包埋完成后 5h 再进行焙烧。

4. 焙烧、铸造

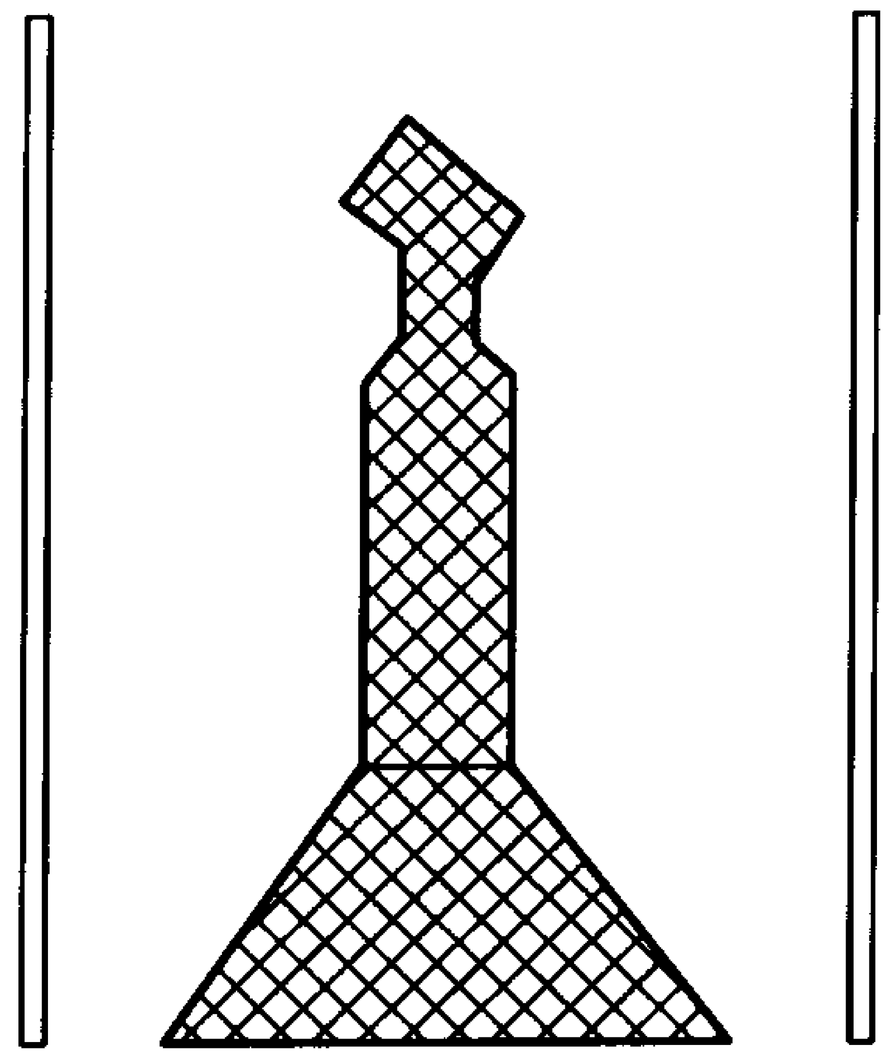


图 8-6　铸道设计

(1)焙烧：将铸圈放入电脑控制炉内焙烧，以 10℃/min 的升温速度，从室温升至 250℃，保温 30min，再从 250℃ 升至 700℃，保温 30min 然后进行铸造。

(2)铸造：采用 Dicor 专用铸造机或国产高频离心机铸造。全瓷冠铸造时，每个铸圈内只有一个全冠时，可加铸造陶瓷材料约 5g 即可，否则可再多加陶瓷料，铸造陶瓷料在坩埚内熔化 3～4min 后，可见坩埚底，说明陶瓷已全部熔化，此时即可铸造，铸造完成后，立即将铸圈放入 700℃ 电炉内保温 30min，然后断电，自然冷却至室温。

5. 晶化热处理　铸造后首先脱模，去除外包埋料，然后用 50μm 的 Al_2O_3 在笔式喷砂机上喷砂，清除冠内外包埋料，喷砂压力 2.5kg/cm²，距铸件 1mm 处切断铸道。

将全瓷冠用 Al_2O_3 粉包埋，或用内包埋料包埋，然后放入电脑控温炉中进行处理。其程序为以 10℃/min 的升温速度，从室温升至 750℃，保温 30min，继续以 10℃/min 的速度升至 940℃，保温 1h，断电，使之逐渐降温。晶化处理后，将冠进行初磨，超声蒸馏水清洗。

晶化热处理的目的是使铸造的铸件由非结晶体转化为半透明状的结晶体，变成磷灰石或云母晶体。结晶后使铸件的强度、硬度增加，并使之具有化学稳定性。晶化热处理后，晶相结构均匀，无孔，晶粒大小接近，晶体随意交锁，约占体积的 50%，这时，力学性能好，弯曲强度达 150～300MPa，拉伸强度 200～290MPa。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

6. 上釉、着色 为了使前牙具有美观的效果，可根据比色结果进行着色，上釉。

7. 试戴、粘结

(1)试戴：铸造全瓷冠完成后先在代型上试戴修整、调𬌗，然后再戴入患者口内试戴调𬌗，修整，达到要求。

(2)粘结：陶瓷全冠多选用树脂类粘结剂，其固化类型以化学固化剂为佳，也可选用双重固化粘结剂，即化学及光固化两者兼具备之。目前，较多用的是 Panavia 21 及 3M 粘结剂。

粘结方法按常规消毒制备体及瓷修复体，除湿，再进行粘结。粘结时注意修复体应正确就位，用指压就位，不可用猛力或重击就位，以免使全瓷修复体受重力产生裂纹或断裂。去净冠边缘多余粘结剂。

(三)修复体的适合性

修复体的适合性(fit)是衡量固定修复体临床效果，修复质量最重要的指标之一；反映了修复体就位的完全程度和边缘密合度。适合性包括铸造精度，修复体与制备体之间的粘结剂厚度。美国牙科协会规定金合金全冠用磷酸锌粘结剂粘结，粘结剂厚度为 20～40μm，Mclean 提出的边缘浮升量临床最大可接受值为 120μm，即铸件边缘至制备体颈缘垂直距离应≤120μm。赵云凤等对自制陶瓷、包埋料、铸造工艺、国产高频铸造机铸造出的全瓷冠精度和适合性进行了相关研究，结果显示：代型涂隙料组边缘浮升量为 46μm，粘结剂厚度为 65.13μm，已达到临床应用可接受范围。

修复体的精度和适合性受多种因素的影响，如修复体的设计、制备体形态、制作的各步骤等均对其有影响，而且适合性对修复体的强度和固位力有明显的影响，因此，要求修复的医师和技术员必须努力学习掌握各种修复材料的基础知识和性能，并掌握各类修复材料制作修复体的精湛的操作技能及工艺，还要做到认真负责，一丝不苟。

铸造全瓷冠可用国产陶瓷材料及国产设备制作修复体，不需要进口特殊设备，较易推广。修复体的适合性、美观性好，但还存在一定的脆性，还需进行改进。

二、热压铸全瓷冠的制作技术

热压铸全瓷冠是采用失蜡法经热压铸造成形的，然后再经染色技术完成修复体。目前，口腔修复应用的是 Ivoclar 公司推出的 IPS-Empress 陶瓷材料及与之配套的 Empress Ep500 热压炉。

热压铸全瓷冠的优点：

1. 热压铸陶瓷内含成核剂，在压铸及焙烧过程中，即可完成微晶化处理，不需要铸造完成后再进行晶化热处理，比制作铸造陶瓷全冠节约操作时间。

2. 热压铸全瓷冠无金属底层或不透明的陶瓷底层，因此，美观性能良好。

3. 适合性好，通过包埋料的热膨胀补偿陶瓷的收缩。

4. 热压铸陶瓷的耐磨性与牙釉质相近，不致将天然牙釉质磨损。

缺点是需要特殊设备及其配套包埋料。

(一)牙体制备

1. *前牙制备* 切缘制备出 2.0mm 间隙，唇侧和舌侧制备出 1.5mm 间隙，颈部制备成 135°凹面型，宽 1.0mm。

2. *后牙制备* 𬌗面牙尖处制备出 2mm 间隙，中央凹制备出 1.5mm 间隙，颊(腭)侧均制备出 1.5mm 间隙，颈部制备成 135°凹面型。

(二)修复体的制作方法

热压铸陶瓷修复体的制作工艺，首先是将修复体的蜡型完成，再将蜡型放置在一个特殊设计的圆柱形炉模上，用磷酸盐包埋料包埋，当模型加热到 850℃时，打开上盖放入比色后的瓷块，并盖上氧化铝推进棒，按自控按钮。炉内即按给定程序自动加热到1 150℃，并维持 20min，陶瓷材料在 0.3～0.5MPa 压力下注入型腔，压铸成型，完成全瓷修复体。

为了获得满意的热压铸全瓷修复体理想的颜色，有以下两种方法：第一种是采用与铸造材料成分相似的表面釉瓷进行着色处理，获得满意的色泽，釉质厚度为 50～60μm，第二种是表面上饰瓷，方法是在制作好完整的蜡型后，将蜡型表面去除一层(相当于透明牙釉质层)约 0.3mm，仅保留牙本质部分进行包埋，常规热压成底冠，然后在底冠的表面进行饰瓷。热压铸技术不仅可使全瓷修复体成形，而且可提高瓷的致密度和白榴石晶体的含量，从而增进瓷的强度。

(三)粘结

粘结前用 4.5% 氢氟酸酸蚀瓷冠内面(组织面)2min,冲洗去酸,干燥,然后在瓷冠内面涂一层硅偶联剂,制备体表面进行干燥。当牙本质暴露时,采用牙本质粘结剂粘结,若为金属核,可以在核表面涂一层遮色剂,再进行粘结。一般主张采用复合树脂粘结剂,粘结后用探针或牙线去除冠边缘残余粘结剂,抛光。

三、渗透全瓷冠的设计及制作技术

Vita 公司(1989)推出以氧化铝(Al_2O_3)为主晶相的渗透铝瓷修复系统(In-Ceram Alumina)1994 年又推出以镁铝尖晶石($MgAl_2O_4$)为主晶相的渗透尖晶石瓷(In-Ceram spinell)。

渗透全瓷冠的制作原理,首先在复制的专用石膏代型上用 Al_2O_3(或尖晶石)粉浆(Slip)涂塑形成底层冠,经烧结(Sintering)后形成一多孔铝瓷底冠,再经涂布玻璃料烧结,此时玻璃料熔化渗入 Al_2O_3 微粒间的孔隙中,形成高强度的铝瓷底冠,或称核冠,再常规堆塑饰瓷,形成全瓷冠的解剖形态。

渗透全瓷冠的优点:

1. 强度高,弯曲强度可达 450~600MPa。

2. 烧结收缩小,为 0.21%~0.24%,全瓷冠具有良好的边缘适合性。

3. 冠的底层无金属,全瓷冠透光性能好,色泽自然逼真。

4. 渗透全瓷冠具有良好的耐磨性。

但渗透全瓷冠在制作过程中烧结时间和渗透时间较长,高温烧结才能制成底层。需要特殊设备,费时,费用较贵。

(一)渗透全瓷冠的设计

渗透全瓷冠由底层冠与饰面瓷组合而成,为了制作出强度高,美观性能良好的全瓷冠,对全瓷冠的设计应加以认真考虑。

1. 渗透陶瓷底层冠的厚度要求殆面及切缘厚度在 0.7mm 以上,冠轴面厚度为 0.5mm,以保证底层的强度。

2. 饰面瓷厚度应为 1.0~1.2mm,使全瓷冠能呈现出临床上要求的理想色泽及透明度。

3. 全瓷冠制备体的颈缘,制备成深凹面型,防止颈缘区在涂塑底层冠时形成缺陷。

4. 全瓷冠制备体的轴面线角应圆钝,防止产生应力集中。

(二)渗透全瓷冠的制作方法

1. 牙体制备

(1)切缘(殆面)制备出 2.0mm 间隙。

(2)唇面、邻面制备出 1.2~1.5mm 间隙,舌侧饰瓷时须制备出 1.5mm 间隙,若不饰瓷制备出 0.8mm 间隙。

(3)颈缘制备成圆钝角肩台型或 120°凹面型。

(4)制备体表面应光滑,线角圆钝、无倒凹。

2. 全瓷冠的制作

(1)常规取模翻制主模,修整模型上的气泡及倒凹,在模型的制备体上涂隙料,厚约 45μm,颈部不涂隙料,否则冠与制备体颈缘不密合。然后用硅橡胶复制制备体专用代型,修整颈缘线,代型材料应能耐高温。

(2)将氧化铝粉与专用液调拌成均质粉浆,用毛笔将其涂于代型上,经毛细管作用,代型很快吸收粉浆中的液体,使氧化铝颗粒聚合形成底层冠的雏形,若外形不理想可用刀修整。

(3)烧结:底冠雏形与代型一起进行烧结。从室温经 6h 升温至 120℃,再经 2h 后升至1 120℃,保温 2h,冷却后取下铝瓷底冠雏型,调整外形,使唇(颊),舌(腭)厚度至 0.5mm,咬合面厚度 0.7mm。

(4)玻璃料渗透:在铝瓷底冠外表面涂一层玻璃料糊剂(玻璃料粉与蒸馏水调拌)。涂塑完成后,将底冠放置于 0.1mm 厚的铂箔片上进行烧结,先在 600℃预热数分钟,放入炉内 30min 后升温至1 100℃,保持 4h。烧结后经喷砂去除表面多余玻璃,然后在代型上修整试戴。

(5)饰面瓷:根据比色后选好的饰瓷进行塑瓷,先涂塑牙本质瓷,形成冠的最后形态,切缘处应稍长,应超过切缘 1mm,以备烧结时收缩的补偿。烧结温度为 960℃,最后塑釉质。涂塑方法是从颈部向切端延伸,并完全恢复接触点,烧结温度为 940℃。

(6)粘结:粘结前,将渗透全瓷冠组织面进行喷砂处理,采用树脂粘结剂进行粘结,完成修复。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

第五节　全瓷冠的应力分析

全瓷冠是由陶瓷材料加工制作而成，因其美观、生物相容性好，现已较广泛地应用于临床，但陶瓷的强度，韧性较差。人们口腔中的牙齿在日常生活中承受着各个不同方向的外力，为了解各种全瓷冠的受力状况，应力分布规律，国内、外学者进行了许多研究，为口腔修复临床上全瓷冠的设计和制作提供依据，以提高全瓷冠的修复效果。

一、前牙全瓷冠的应力分析

关于冠的应力研究，1949 年 Noonan 首先采用光弹法对牙的应力进行研究，提出了在模型上测定应力应变的有效方法。1955 年 Mahler 考虑到修复体的设计受牙齿形态结构的限制，为防止牙体内部应力使修复体失败，而进行牙冠应力分布的研究，为修复体设计提供依据。1967 年 Craig 用光弹法研究全冠修复体表面应力分布，建议将制备体牙尖制备成圆形，可避免制备体产生大的压应力。说明尖锐的部位是应力集中区。1990 年 Hojjatie 等采用三维有限元法对全瓷冠的应力进行分析。

牙齿是直接行使咀嚼功能的器官，并与发音、语言、表情以及保持面部正常形态均有密切关系。前牙的功能主要是将食物进行切割、撕裂，后牙是捣碎和磨细，因此，前牙的形态与后牙是完全不同的。在前牙行使功能时，下颌前伸使上下前牙切缘相接触将食物切断或撕断。正常人的正中𬌗位是下前牙切缘咬合在上前牙的舌侧切 1/3 与中 1/3 交界处，并与上中切长轴成一定角度，上前牙承受的力是非轴向力（非垂直向力），这是在分析全瓷冠应力时应注意的问题，这也是前牙全瓷冠的特点。现将上中切牙全瓷冠受载后的应力情况叙述如下。

国内、外学者曾采用光弹方法，三维有限元方法等对上颌前牙受载后的应力分布进行研究。赵云凤、程碧焕等采用三维有限元分析法对上颌中切牙陶瓷全冠进行应力分析，将全瓷冠切端瓷长度设计为 1.5mm 和 2.0mm，轴壁厚度为 1.5mm，颈缘厚度为 1.0mm，制备体颈缘形态设计为 90°肩台型（内线角圆钝）及 120°凹面型，切龈向聚合度为 5°～8°，制备体轴线角圆钝，无尖锐角嵴，表面光滑，加载部位为上前牙舌侧切 1/3 与中 1/3 交界处，加载方向为与上颌切牙的牙长轴相交呈 45°，载荷量为 100N。研究当全瓷冠受载后全瓷冠不同切端瓷长度，制备体不同颈缘形态产生的位移和应力分布规律，试图从改进修复体的设计来提高全瓷冠修复体的强度、质量和修复效果。

（一）前牙全瓷冠受载后全瓷冠产生的位移

实验结果显示全瓷冠在受载后的位移主要发生在全冠的表面，制备体的位移是极小的。位移较大的区域依次为邻面轴壁的切 1/3、切嵴两侧、唇面切 1/3、舌面的切 1/3。从全瓷冠的唇舌向、切龈向、近远中向的位移峰值（$\times 10^{-3}$mm）分析，切龈向产生的位移最明显，其位移值为 6.341×10^{-3}mm，唇舌向为 1.213×10^{-3}mm，近远中向位移峰值极小，这是由于上前牙全瓷冠受载区在舌侧的切 1/3 与中 1/3 交界处，并产生全冠邻面轴壁切 1/3 最大的位移。而唇舌向和近远中向位移时，受制备体的限制，故位移量极小。

1. 不同颈缘形态全瓷冠的位移　肩台型的全瓷冠位移峰值（1.206×10^{-3}mm）略小于凹面型（1.213×10^{-3}mm），两者之间无明显差异（表 8-8）。

表 8-8　上中切牙全瓷冠受载的位移峰值（$\times 10^{-3}$mm）

	唇舌向	切龈向
凹面型切端瓷 1.5mm	1.213	6.377
凹面型切端瓷 2.0mm	1.212	6.376
肩台型切端瓷 1.5mm	1.206	6.342
肩台型切端瓷 2.0mm	1.206	6.341

注：近远中向位移值极小，未列出

2. 不同切端瓷长度全瓷冠的位移　当颈缘形态相同，切端瓷由 1.5mm 增加至 2.0mm 时，全瓷冠产生的位移无改变，如设计为凹面型，切端瓷长 1.5mm 时，切龈向的位移为 6.377×10^{-3}mm，当切端瓷增至 2.00mm 时，切龈向的位移为 6.376×10^{-3}mm（表 8-8）。故全瓷冠切端瓷的长度与冠的位移无明显关系。这是上下牙在正中𬌗

时的结果。前伸𬌗运动时，𬌗力作用于切端瓷，两种不同的切端瓷长度产生的位移是否有差异，尚需进一步研究。

（二）前牙全瓷冠的应力分析

1. *应力的传递* 当全瓷冠受到外力后，由于外力作用于冠的表面，实验结果显示力由外表面向内部传递，因而全瓷冠的表面应力＞冠内部应力＞制备体应力。

2. *应力种类* 全瓷冠受载后产生压应力，张应力和剪切应力（表 8-9～表 8-11）。压应力、张应力明显大于剪切应力，而张应力（近远中向）又大于压应力。

表 8-9 上中切牙全瓷冠受载的压应力峰值（MPa）

	唇舌向	切龈向	近远中向
凹面型	26.43	13.09	25.94
肩台型	26.34	13.04	25.86

表 8-10 上中切牙全瓷冠受载的张应力峰值（MPa）

	唇舌向	近远中向
凹面型	17.38	27.43
肩台型	17.25	27.35

注：切龈向张应力极小，未列出

表 8-11 上中切牙全瓷冠受载的剪切应力峰值（MPa）

	唇舌向	切龈向	近远中向
凹面型	9.284	9.366	9.757
肩台型	9.020	9.345	9.748

从两种不同颈缘形态的应力值分析，全瓷冠唇舌向、切龈向、近远中向的压应力、张应力和剪切应力差异极小，显示肩台型应力值略小于凹面型。这可能是肩台的角度小于凹面型产生的结果。这一结果尚不能完全说明肩台型优于凹面型。在口腔修复临床上因牙体颈缘的解剖形态所限，要制备出肩台有时有一定困难，故多制备成凹面型。

3. *应力分析* 上中切牙全瓷冠舌侧切 1/3 与中 1/3 交界处加载时，不同颈缘形态和不同切端瓷长度的应力分布规律基本相似。全瓷冠舌侧受载区有明显的应力集中，全瓷冠的近中、远中唇侧切 1/3 与中 1/3 交界处有应力集中，主要为压应力，近中唇侧压应力值为 26.43MPa，远中唇侧压应力值略小，为 25.94MPa。全瓷冠的舌侧颈缘有明显的压应力集中、唇侧颈缘有张应力和剪切应力集中，在近中邻面接近唇侧颈缘区张应力值高达 27.43MPa。

对全瓷冠破坏的应力主要是张应力和剪切应力，从上述全瓷冠的应力分析，全瓷冠的唇侧和邻面的颈部有张应力集中，舌侧受载区有张应力集中，这种力是全瓷冠破坏的主要因素。在口腔修复临床上常见全瓷冠的唇侧颈缘和舌侧出现瓷折裂，或瓷剥脱。这种现象是因应力集中造成的。今后应从陶瓷材料的组成结构性能和全瓷冠的修复设计上加以改进，克服其缺点和存在的问题。

根据上述前牙全瓷冠受载的应力分析，作者建议在口腔修复临床上，设计和制作全瓷冠时，应尽可能避免应力集中，在牙体制备时，应磨除适当的牙体组织，为全瓷提供一定的厚度；设计肩台型（内线角圆钝）颈缘形态，颈缘宽 0.5～1.0mm；全瓷冠完成后，冠的表面应高度抛光，去除微裂纹，以提高其抗折能力；并建立正中𬌗及非正中𬌗的咬合平衡。

二、后牙全瓷冠的应力分析

后牙在人们日常生活中发挥着重要的咀嚼功能，其承受的咀嚼压力远大于前牙，后牙的咬合力为 392～785N。对后牙进行全瓷冠修复后，效果如何，是否能承受日常咀嚼压力，受力后应力是如何分布的等问题，国内、外学者进行了研究。关于口腔生物力学的研究，其研究方法和手段甚多，但总的来说有实验应力分析法，如电测法、光测力学应力法（光弹性应力分析、激光散斑干涉）和理论应力分析法（有限元法）。由于口腔组织结构的非均质性，几何形态的不规则性，所受𬌗力的复杂性，实验应力自身的局限性，采用实验应力分析法很难完全解决这些复杂的问题，而使用与计算机技术密切结合的有限元法分析口腔组织结构的应力，则是有效的方法。Thresher 和 Farh（1973）运用有限元法对正常牙及修复牙的应力进行分析，至今有限元法已渗透到口腔医学的各个领域。

国内赵云凤、程碧焕率先采用三维有限元法

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

对下颌第一磨牙全瓷冠的应力进行研究分析。将后牙全瓷冠殆面厚度设计为1.0mm、1.5mm和2.0mm，轴壁厚度为1.5mm，颈缘厚度1.0mm，制备体的颈缘形态设计为90°肩台型(内线角圆钝)和120°凹面型；制备体的殆龈向聚合度为8°。制备体表面光滑，无尖锐角嵴，轴壁与轴壁的交角圆钝。

加载部位为近中颊尖殆面及颊斜面，作多点加载，加载方向采用垂直向和水平向两种加载，载荷量为200N。研究了全瓷冠受载的应力分布规律，载荷方向对应力分布的影响；比较几种不同形态的全瓷冠修复设计的应力状况，为全瓷冠的临床应用提供理论依据。

(一)垂直向加载时全瓷冠的位移和应力分析

1. *位移* 全瓷冠垂直受载的位移，主要以位移峰值来表示(表8-12)。

表8-12 垂直向加载时全瓷冠的位移峰值($\times 10^{-3}$mm)

	殆面厚度	颊舌向	殆龈向
凹面型	1.0mm	3.20	4.59
	1.5mm	3.19	4.52
	2.0mm	3.18	4.47
肩台型	1.0mm	3.19	4.57
	1.5mm	3.18	4.50
	2.0mm	3.16	4.44

注：近远中向位移植极小，未列出

从表8-12可见，全瓷冠受垂直向载荷时，殆龈向位移最大，其次是颊舌向，近远中向位移最小。并显示越近加载处位移值越高，依次为近中颊尖，颊侧轴壁，近中颊侧颈缘。全瓷冠表面的位移值较高，全冠内部及制备体的位移值均极微小。

(1)不同颈缘形态的位移：从殆龈向的位移值与颊舌向的位移值来分析，均显示凹面型的位移值略大于肩台型，但差异极微小。

(2)不同殆面厚度的位移：从表8-12可见不同殆面厚度之间，位移值有差异，2.0mm殆面厚度的位移值(3.16×10^{-3}mm)小于1.0mm殆面厚度的位移值(3.19×10^{-3}mm)，故建议临床上设计和制作全瓷冠时，应注意后牙全瓷冠的殆面厚度，以保证全瓷冠有足够的强度承受咀嚼压力。

2. *应力分析*

(1)应力的种类：全瓷冠受垂直向载荷时，产生压应力，张应力和剪切应力。全冠的殆龈向压应力值(63.97MPa)大于颊舌向(20.97MPa)及近远中向(25.48MPa)(表8-13)。而全瓷冠的张应力以颊舌向最明显，而近远中向和殆龈向应力值均极小(表8-14)。全瓷冠产生的剪切应力值颊舌向和近远中向均明显大于殆龈向(表8-15)。

表8-13 垂直向加载时全瓷冠的压应力峰值(MPa)

	殆面厚度	颊舌向	殆龈向	近远中向
凹面型	1.0mm	20.97	63.97	25.48
	1.5mm	20.30	63.05	24.74
	2.0mm	19.80	62.82	24.13
肩台型	1.0mm	20.95	63.97	25.41
	1.5mm	20.28	63.05	24.68
	2.0mm	19.78	62.83	24.07

表8-14 垂直向加载时全瓷冠的张应力峰值(MPa)

	殆面厚度	颊舌向
凹面型	1.0mm	14.28
	1.5mm	10.47
	2.0mm	9.33
肩台型	1.0mm	14.28
	1.5mm	10.46
	2.0mm	9.33

注：近远中向和殆龈向的张应力值均极小，故未列出

表8-15 垂直向加载时全瓷冠的剪切应力峰值(MPa)

	殆面厚度	颊舌向	近远中向
凹面型	1.0mm	21.03	20.15
	1.5mm	15.83	20.01
	2.0mm	14.73	19.87
肩台型	1.0mm	21.01	20.13
	1.5mm	15.81	19.99
	2.0mm	14.72	19.85

注：殆龈向剪切应力值极小，故未列出

从全瓷冠受垂直向载荷产生的三种应力值来分析，以压应力值最大，其次为剪切应力，最小的为张应力。对全瓷冠的破坏主要是张应力和剪切应力。当后牙全瓷冠近中颊尖殆面受垂直载荷时，从全瓷冠的殆龈向、颊舌向和近远向三个不同方位的应力进行分析，三个不同的方位均产生压应力，而以殆龈向压应力值最高，说明全瓷冠受载

后可顺着牙根传递𬌗力，有利于咀嚼功能的发挥和对全瓷冠的保护、稳定和支持；颊舌向和近远中向主要产生剪切应力，同时颊舌向还产生应力。因此，全瓷冠的颊侧和舌侧是最易产生瓷折裂的区域。

(2)应力的分析：当全瓷冠垂直加载时，载荷作用点即直接承受载荷的部位或区域，应力值较高，说明应力是由受载区逐渐向内，向其周围传递的，故受载区应力集中。提示全瓷冠修复时，冠的𬌗面受𬌗力作用时，应使𬌗力分散，防止应力集中，造成修复体失败。

除受载区产生剪切应力集中外，在冠的近中颊侧颈缘有较高的张应力，说明后牙全瓷冠的颈缘易产生不利的应力，易造成冠的破坏。

不同颈缘形态全瓷冠的应力分析，凹面型与肩台型应力值接近，差异不明显。

不同𬌗面厚度全瓷冠的应力分布，当𬌗面厚度加大时，应力值降低，如𬌗面厚度为 2.0mm 时，应力值为 9.33MPa，𬌗面厚度为 1.0mm 时，应力值为 14.28MPa(表 8-14)。说明𬌗面厚度增加，提高了全瓷冠的强度。建议全瓷冠的𬌗面厚度应大于 1.5mm。

总之垂直向加载时全瓷冠的应力分布较均匀，对冠的不利影响小。

(二)水平向加载时全瓷冠的位移和应力分析

1. 位移　当全冠的近中颊尖受水平向载荷时，全冠产生的位移比较明显，越近加载区位移值越大。其次为近中颊尖区，舌侧的𬌗面和轴壁颊侧颈缘。全瓷冠的表面位移最大，冠内部位移次之，制备体位移最小。

(1)水平向加载时不同形态全瓷冠的位移：不同颈缘形态的全瓷冠位移值较近似，凹面型微大于肩台型。不同𬌗面厚度的全瓷冠产生的位移，有小的差异，较不同颈缘形态引起的位移差异更明显些，当𬌗面厚度增加，𬌗面的位移(9.33×10^{-3}mm)有所减小(表 8-16)。

(2)水平向加载与垂直向加载全瓷冠位移值的比较：从表 8-17 可以看出当全瓷冠受水平向载荷时，全瓷冠的颊舌向产生的位移约为垂直向加载的 3 倍，将对全瓷冠产生不利的影响。

2. 应力分析

(1)应力的种类：水平向加载时全瓷冠产生压应力，颊舌侧的应力值大于𬌗龈向、近远中向(表 8-18)；而张应力在全瓷冠的颊舌向、𬌗龈向较明显集中(表 8-19)；剪切应力值全瓷冠的颊舌向明显大于𬌗龈向和近远中向(表 8-20)。综上所述可见当水平向加载时，全瓷冠的颊舌向受到了压应力、张应力和剪切应力，这三种应力对全瓷冠将造成严重破坏。

(2)应力分布：当全瓷冠受水平载荷时，载荷作用区应力集中，压应力值较大(59.35～59.66MPa)。在冠的近中颊侧轴壁和颈缘有剪切应力。近中颊尖颊斜面产生张应力集中。

表 8-16　水平加载时全瓷冠的位移峰值($\times10^{-3}$mm)

	𬌗面厚度	颊舌向	𬌗龈向
凹面型	1.0mm	9.82	3.22
	1.5mm	9.58	3.24
	2.0mm	9.33	3.19
肩台型	1.0mm	9.81	3.21
	1.5mm	9.57	3.23
	2.0mm	9.31	3.18

注：近远中向位移值极微小，故未列出

表 8-17　水平向加载与垂直向加载全瓷冠的位移峰值($\times10^{-3}$mm)

	𬌗面厚度	颊舌向		近远中向	
		水平向	垂直向	水平向	垂直向
凹面型	1.0mm	9.82	3.20	3.22	4.59
	1.5mm	9.58	3.19	3.24	4.52
	2.0mm	9.33	3.18	3.19	4.47
肩台型	1.0mm	9.81	3.19	3.21	4.57
	1.5mm	9.57	3.18	3.23	4.50
	2.0mm	9.31	3.16	3.18	4.44

表 8-18　水平加载时全瓷冠的压应力峰值(MPa)

	𬌗面厚度	颊舌向	𬌗龈向	近远中向
凹面型	1.0mm	59.66	17.81	21.23
	1.5mm	59.94	16.73	19.14
	2.0mm	59.35	16.30	18.09
肩台型	1.0mm	59.35	17.80	21.23
	1.5mm	59.96	16.72	19.14
	2.0mm	59.36	16.30	18.09

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表 8-19　水平加载时全瓷冠的张应力峰值(MPa)

	殆面厚度	颊舌向	殆龈向	近远中向
凹面型	1.0mm	23.35	23.81	17.13
	1.5mm	13.65	18.01	17.07
	2.0mm	13.27	17.58	17.57
肩台型	1.0mm	23.34	23.82	17.07
	1.5mm	13.64	18.01	17.01
	2.0mm	13.25	17.59	17.52

表 8-20　水平加载时全瓷冠的剪切应力峰值(MPa)

	殆面厚度	颊舌向	殆龈向	近远中向
凹面型	1.0mm	30.76	12.04	22.09
	1.5mm	29.47	11.22	22.03
	2.0mm	29.48	12.01	21.97
肩台型	1.0mm	30.76	12.03	22.08
	1.5mm	29.47	11.20	22.02
	2.0mm	29.48	12.00	21.78

水平加载时不同颈缘形态全瓷冠的应力分布和应力值相似；当颈缘形态相同时，殆面厚度增加，则应力值略有降低，当全瓷冠的殆面厚度为1.0mm时，颊舌向殆面张应力(23.35MPa)明显高于殆面厚度1.5mm(13.65MPa)及2.0mm(13.27MPa)的张应力(表 8-19)。

应力的传递是由外向内延伸的，水平向加载时，全瓷冠的表面应力值＞冠内部应力值＞制备体应力值。

(3)水平向加载与垂直向加载全瓷冠应力峰值的比较：当载荷量相同，加载方向改变时，全瓷冠的应力分布和应力值的大小均发生显著的变化。垂直向加载时压应力值(63.97MPa)略高于水平向加载的压应力值(59.66MPa)，而张应力值和剪切应值均低于水平向加载的应力值(表 8-21)。

综上所述，全瓷冠受到垂直向和水平向载荷时，全瓷冠承受的是压应力、张应力和剪切应力。当全瓷冠的殆面受到垂直向的外力时，力的方向与牙齿长轴方向一致，力顺着牙冠向牙根、牙槽骨传递，这种力主要产生的是压应力。当全瓷冠受到水平向或斜向外力时，力的方向与牙齿长轴方向成一定的角度，全瓷冠主要承受的是张应力和剪切应力，张应力在全冠的颊侧颈缘较集中，剪切应力主要分布在受载区域。全瓷冠可以承受较大的压应力，只能承受较小的张应力和剪切应力。当全瓷冠受到张应力和剪切应力时易产生瓷折裂，造成全瓷冠的失败。Hajime等对前磨牙的全瓷冠进行三维有限元分析，认为垂直向加载对全瓷冠的固位稳定有利，这是由于垂直加载时全瓷冠的应力分布均匀而合理。

表 8-21　水平向加载与垂直向加载全瓷冠的应力峰值(MPa)

	殆面厚度	颊舌向(张应力)		近远中向(剪切应力)	
		水平向	垂直向	水平向	垂直向
凹面型	1.0mm	23.35	14.28	30.76	21.03
	1.5mm	13.65	10.49	29.47	15.83
	2.0mm	13.27	9.33	29.48	14.73
肩台型	1.0mm	23.34	14.28	30.76	21.01
	1.5mm	13.64	10.46	29.47	15.81
	2.0mm	13.25	9.33	29.48	14.72

从作者对后牙全瓷冠应力分析结果还显示，全瓷冠表面应力＞冠内部应力＞制备体应力，这说明外力是从全冠的外表面逐渐向内传递，从而产生应力的递减。

口腔修复医务工作者在设计和制作全瓷冠时应注意以下内容。

1. 牙体制备时，后牙的殆面、殆面与轴面交界处、轴壁、颈缘等均应制备出足够的间隙，以保证这些区域瓷冠的厚度。

2. 后牙全瓷冠的设计应结合陶瓷材料的组成结构和性能特点，要求殆面厚度不小于1.5mm，轴壁厚度1.5mm，颈缘厚度为0.8～1.0mm。这是由于全瓷冠受载后颊舌侧颈缘产生张应力及剪切应力集中，该处的瓷冠易折裂，故应使瓷冠具有一定的厚度，以保证其行使功能时完整无损。

3. 全瓷冠在制作过程中应按照程序进行，否则影响瓷冠的质量。

4. 瓷冠完成后在口腔制备体上试载，应注意消除侧向殆力，建立正中殆和非正殆的平衡，最后抛光瓷冠外表面，再进行粘结完成。

三、影响全瓷冠应力分布的因素

影响全瓷冠应力分布的因素较多，现将主要因素叙述如下。

(一)加载方向对全瓷冠应力分布的影响

全瓷冠因其美观、生物相容性好，已逐渐广泛的应用于临床。口腔主要具有对食物的摄取、咀嚼、吞咽、语言、感觉和表情等功能。口腔的功能是由牙齿、颌骨、唇、颊、舌、腭等器官参与完成的。因此，口腔中的全瓷冠修复体在行使功能时，要承受来自各个方向的殆力。赵云凤、程碧焕采用三维有限元对后牙全瓷冠垂直向加载和水平向加载进行应力分析的研究结果显示：

1. 垂直向加载时全瓷冠的位移及应力分布

(1)位移：垂直加载时，越近加载点处，位移值越大，而冠表面的位移较明显，冠内和制备体位移值均较小，殆龈向产生的位移大于颊舌向的位移(表8-22)。

表8-22 垂直向加载时全瓷冠的位移值($\times 10^{-3}$mm)

	颊舌向	殆龈向
凹面型	3.19	4.52
肩台型	3.18	4.50

(2)应力分布：垂直加载时全瓷冠的颊舌向不仅产生压应力、剪切应力(表8-23)，而且还产生张应力，凹面型为10.47MPa，肩台型为10.46MPa。

而近远中向、殆龈向的张应力值均极微小。

从应力分布看，垂直向加载全瓷冠主要产生的是压应力，这种力量顺着牙齿长轴方向传到牙根而分散，对全瓷冠的稳固和支持是有利的。而全瓷冠的颊舌向则受到的是三种应力，特别是张应力和剪切应力对全瓷冠有一定的破坏作用。

2. 水平向加载时全瓷冠的位移及应力分布

(1)位移：水平加载时，全冠的位移表现出越近加载区，位移值越大，全冠表面的位移最大，冠内位移次之，制备体的位移最小。全瓷冠的位移主要是颊舌向和殆龈向的位移(表8-24)。

表8-23 垂直加载时全瓷冠的应力值(MPa)

	颊舌向		殆龈向		近远中向	
	压应力	剪切应力	压应力	剪切应力	压应力	剪切应力
凹面型	20.30	15.83	63.05	/	24.74	20.01
肩台型	20.28	15.81	63.05	/	24.68	19.99

注：殆龈向剪切应力值极微小，未列出

表8-24 水平向加载时全瓷冠的位移值($\times 10^{-3}$mm)

	颊舌向	殆龈向
凹面型	9.58	3.24
肩台型	9.57	3.23

(2)应力分布：水平加载时的应力分布见表8-25。从表8-25可见水平加载时，全瓷冠三个方位均产生三种应力，其中压应力值颊舌向的高达59.94MPa，明显大于殆龈向及近远中向；张应力，以殆龈向为最大，约为18.01MPa；剪切应力以颊舌向最大，为29.47MPa。

表8-25 水平向加载时全瓷冠的应力值(MPa)

	颊舌向			殆龈向			近远中向		
	压应力	张应力	剪切应力	压应力	张应力	剪切应力	压应力	张应力	剪切应力
凹面型	59.94	13.65	29.47	16.73	18.01	11.22	19.14	17.07	22.03
肩台型	54.96	13.64	29.47	16.72	18.01	11.20	19.14	17.01	22.02

3. 加载方向对全瓷冠应力分布的影响

(1)应力值比较：从两种不同加载方向的应力值进行比较，其结果为垂直向加载全瓷冠主要产生压应力，应力值为63.05MPa，且位于殆龈向，同时也产生剪切应力和张应力。水平加载时，全冠的颊舌向、殆龈向和近远中向产生以上三种应力，其颊舌向的剪切应力值(29.47MPa)约为垂直向应力值(15.83MPa)的2倍。其张应力值殆龈向(18.01MPa)也明显大于垂直向的张应力值(殆龈向极微小)。这说明全瓷冠水平向加载时，主要产生剪切应力及张应力。

水平向加载时，全瓷冠颊舌向的位移值较高(9.58×10^{-3}mm)，约为其殆龈向位移值(3.24×10^{-3}mm)的3倍(表8-16)；全冠的表面位移>冠

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

内部位移>制备体的位移。

(2)应力分布比较：当垂直加载时，全瓷冠主要产生压应力以殆龈向压应力值最高，张应力较小，剪切应力主要分布于受载区。由于殆龈向的压应力可顺着牙齿长轴传递，对全瓷冠的破坏力小，因此，这种垂直向力对全冠的稳定，固位是有利的。本研究结果与 Hajime 等对前磨牙铸造陶瓷全冠三维有限元分析结果相似。

水平向加载时，全冠产生明显的压应力、张应力集中，剪切应力值较高，颊舌向的剪切应力值高达 29.47MPa，受载侧的轴壁和颈部产生较大的张应力。剪切应力、张应力集中将导致全瓷冠折裂或破碎，对全瓷冠修复体不利，此结果与 Anusavice 对第二磨牙陶瓷冠的应力分析结果相近。

(3)加载方向对全瓷冠应力分布的影响：当载荷相同，加载方向改变时，全瓷冠的应力分布规律明显发生改变，应力值和应力分布均发生改变。因此，加载方向对全瓷冠应力分布的影响比载荷量的大小和加载部位更重要。在口腔修复临床工作中，为了使全瓷修复体在口腔中长期使用，发挥功能，除了对全瓷冠进行合理的修复设计和牙体制备外，还应采取必要的措施消除侧向殆力，避免修复体在功能状态时，产生张应力和剪切应力集中，对全瓷修复体产生有害影响。

(二)载荷量和加载点对全瓷冠应力分布的影响

1. 载荷量对全瓷冠应力分布的影响　一般认为载荷量大，则全瓷冠受到的应力大，应力值也高，对全瓷冠和全冠的基牙牙根均将产生不利影响。全瓷冠在口腔中更不能受到过大、过猛的突然外力作用于全瓷冠的某部位，特别是殆面牙尖上，由于应力集中，可导致全瓷冠碎裂，应加以特别注意，如患者咬核桃、干胡豆等。

2. 载荷作用部位对全瓷冠应力分布的影响　载荷作用区是应力集中区，特别是张应力和剪应力集中区，该区全瓷冠最易受到损害，建议载荷应分散，使受载体多点承受载荷，载荷分布于多个区域，这样瓷冠受到的负荷是均匀的，不致给全瓷冠造成损害。

(三)牙制备体形态对全瓷冠应力分布的影响

1. 制备体殆向聚合度对全冠应力分布的影响　为了使完成的全瓷冠能容易的在基牙制备体上就位，制备体的邻面(前牙)、轴壁(后牙)均制备成一定的殆向聚合度，过去认为聚合度以 2°～6°为宜，这种冠的固位力好，全瓷冠能牢固的固定在基牙，受到外力时应力分布均匀。Dodge 等将磨牙殆向聚合度分为 10°、16°、22°，考察其全冠的固位力，认为 10°与 16°的固位力较好，两者无显著差异，建议临床上采用 16°殆向聚合度。聚合度大，殆面受力时，冠产生应力集中，易造成冠脱位(图 8-7)。

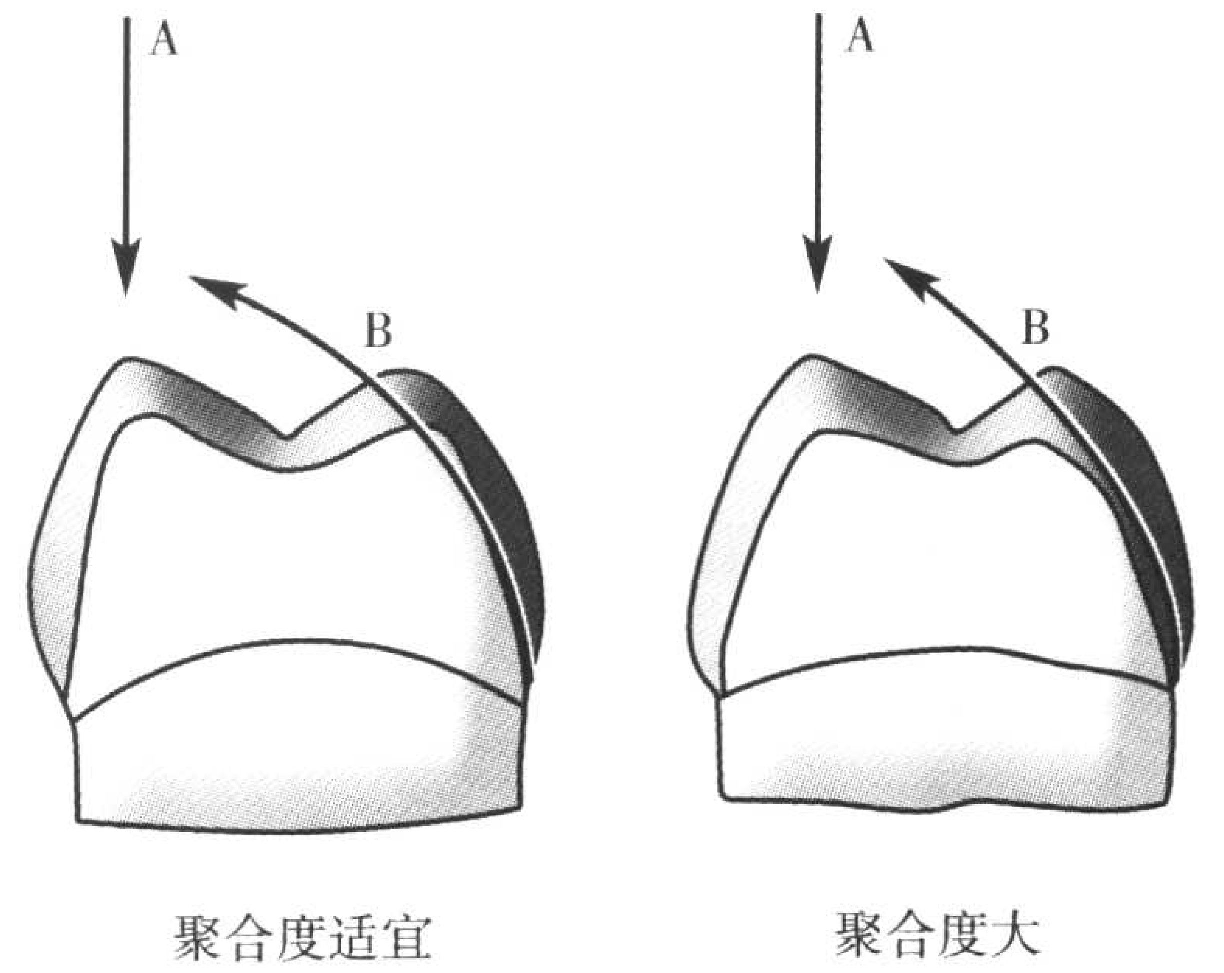


图 8-7　殆向聚合度大，冠易脱位

A. 外力；B. 冠脱位方向

作者认为制备体殆向聚合度对全瓷冠的固位力，即抗外力的作用是重要的，但关键还应考虑制备体的殆龈距离，即制备体的高度、全瓷冠与制备体的密合度，以及粘结剂的粘结性等多种因素。

2. 制备体颈缘形态对全瓷冠应力分布的影响　全瓷冠的颈缘形态涉及美观、适合性及强度的问题，特别是颈缘作为承载区，易产生应力集中。全瓷冠的制备体颈缘形态有肩台型、肩台斜面型、凹面型，由于陶瓷具有脆性，韧性差，易折裂，因此，全瓷冠颈缘形态应设计为肩台型(内线角圆钝以防止应力集中)及凹面型(120°)。这两种不同颈缘形态的全瓷冠应力分布规律相似，肩台型全瓷冠的应力值(13.25MPa)略低于凹面型(13.27MPa)，相差微小，这可能由于肩台型边缘有台阶支撑的缘故。Goran 等的研究，认为凹面型颈缘形态的全瓷冠会产生张应力及剪应力，肩台型全瓷冠的应力分布较合理，但临床牙体制备较困难。为了保证全瓷冠颈缘的强度，多数学者认为颈缘厚度应为 0.9～1.0mm，不少于 0.5mm。

(四)全瓷冠𬌗面厚度对应力分布的影响

后牙的𬌗面是功能区,在日常咀嚼食物时牙齿𬌗面要承受着不同大小,不同方向的𬌗力,全瓷冠的𬌗面应具有一定的厚度。

笔者将后牙全瓷冠𬌗面厚度设计为1.0mm、1.5mm、2.0mm,进行有限元应力分析,结果显示,水平向加载时三种𬌗面厚度的应力值有明显差异,𬌗面厚度为1.0mm时,全瓷冠颊舌向的张应力值为23.35MPa;𬌗面厚度为1.5mm时,张应力值为13.65MPa;𬌗面厚度为2.0mm时,张应力值为13.27MPa(表8-19)。全瓷冠的颊舌向、近远中向的剪切应力值也有明显差异(表8-20)。说明全瓷冠的𬌗面厚度对全瓷冠的应力分布有一定影响。建议全瓷冠的𬌗面厚度设计为1.5mm,为全瓷冠提供足够的强度,使其发挥正常的咀嚼功能。

(赵云凤　程碧焕)

参考文献

1 钦正骑.新型陶瓷材料手册.南京:江苏科学技术出版社,1996,1-8

2 陆支越,赵云凤.铸造磷灰石生物陶瓷微晶化程度对其生物力学性能影响.透析与人工器官,1991,3(4):129

3 史书俊,董旭东,赵世萍,等.可铸造玻璃陶瓷的研制.中华口腔医学杂志,1991,26(5):297

4 芦安贤,阮月蓉,周忠慎,等.新型口腔修复材料-Liko玻璃陶瓷的研究.实用口腔医学杂志,1991,7(4):242

5 陈新民,赵云凤,陆支越.界面状态与粘结对Plat铸造陶瓷全冠生物强度的影响.华西医科大学学报,1993,24(2):176

6 王翰章.中华口腔科学.北京:人民卫生出版社,2001,985-987

7 骆小平,赵云凤,巢永烈,等.牙科用氧化铝玻璃材料的基础研究.实用口腔医学杂志,1998,14(1):3

8 骆小平,赵云凤.纳米氧化铝玻璃复合体强度及断裂韧性研究.华西医科大学学报,1998,29(4):383

9 赵云凤,王华蓉,李　勇.牙制备体形态对计算机辅助设计与辅助制作全瓷底冠适合性的影响.中华口腔医学杂志,2003,38(5):330

10 骆小平,Watts DC,Wilson NHF,等.Ips-Empress 2玻璃陶瓷结构及性能的研究.中华口腔医学杂志,2005,40(2):147

11 万乾炳,杜传诗,巢永烈,等.GI-Ⅰ型粉浆涂塑铝瓷核冠底层抗弯强度测定.华西口腔医学杂志,1995,13(4):272-273

12 王　航,巢永烈,廖运茂,等.氧化铝的不同粒度组成对GI-Ⅱ型渗透陶瓷性能的影响.华西口腔医学杂志,2000,18(增刊)

13 赵云凤,陈新民,陆支越,等.Plat铸造陶瓷修复体制作方法的研究.华西口腔医学杂志,1993,11(2):83-85

14 赵云凤,陈新民,叶志坚,等.Plat铸造陶瓷全冠铸造精度的研究.华西医大学报,1992,2(43):386-388

15 赵云凤,程碧焕,杨永丰,等.载荷方向对铸造陶瓷全冠应力分加的影响.电子科技大学学报,1997;26(增刊):153,156

16 赵云凤,程碧焕,高　宁,等.上中切牙铸造陶瓷全冠三维有限元分析.现代口腔医学杂志,1999,13(4):251-252

17 程碧焕,赵云凤,王华蓉.后牙全瓷冠不同形态设计的三维有限元分析.四川大学学报(医学版),2003,34(2):266-267

18 张并生,赵云凤,王华蓉.后牙全瓷冠的三维有限元分析.华西医大学报,2000,31(2):147-148

19 Tylman SD. Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics(bridge). 6^{th} ed. Stlouis:The CV Moby Co,1970,781-785

20 Grossman DG,Walters HV. Machinable glass-ceramics based on tetrasilicic mica. J Am ceram SOC,1972,55:446

21 Hob S,Iwata T. Castable apatlte ceramics as a new biocompatible restorative material. Theoretical considerations. Quintessence International,1985,16(2):135

22 Grossman DG. Cast glass ceramics. Dent Clin of North Am,1985,29(4):725

23 Rosenstiel SF,Land MF,Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics 3^{th} ed. St louis:Mosby,Inc,2001,262-269,166

24 Goodacre CT,Campagni WV,Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns:An art form based on scientific principles. J Prosthet Dent,2001,85(4):363

25 Smith BGN. Planning and making crowns and bridges. 3^{th} ed. St Louis:Mosby,1998:49-52

26 Mou SH,Chai T,Wang JS,*et al*. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptmion of cerec crowns. J prosthet

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

Dent, 2002, 83(3): 248

27 Valerie Diddock, Marquis PM, Wilson HJ. The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. J Dent, 1987, 15: 153－158

28 Hojjatie B, Anusavice KJ. Three-dimensional finite element analvsis of glass-ceramic delltal crowns. J Biomechanics, 1990, 23(11): 1157－1166

29 Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws. Int J Prosthodom, 1992, 5(4): 351－358

30 Hajime s, Yoshiaki H. Finite element stress analysis of ceramics crown on premolar. J Jpn Prosthodont SOC. 1989, 33: 283

第9章 Chapter 桩冠修复

桩冠(post crown，dowel crown)是利用桩插入根管内以获得固位的一种冠修复体。核桩冠(post-core crown)是桩冠的一种特殊形式，指在根管内制作金属或非金属桩，冠部制作核，然后用全冠修复，以恢复天然牙的解剖形态和功能的一种修复体。

由于根管治疗广泛而有效地开展，桩冠修复有了可靠的基础，大量经过彻底治疗的残冠、残根得以保留和修复。桩冠的固位良好，外形和牙冠色泽接近天然牙，美观舒适，制作简便，支持与受力形式合理，是一种较理想的治疗残冠、残根的修复体，并可作为固定义齿的固位体。

第一节 桩冠的组成与分类

一、桩冠的组成

桩冠通常是由桩、全冠两部分组成，而核桩冠通常是由桩、核、全冠三部分组成(图 9-1)。

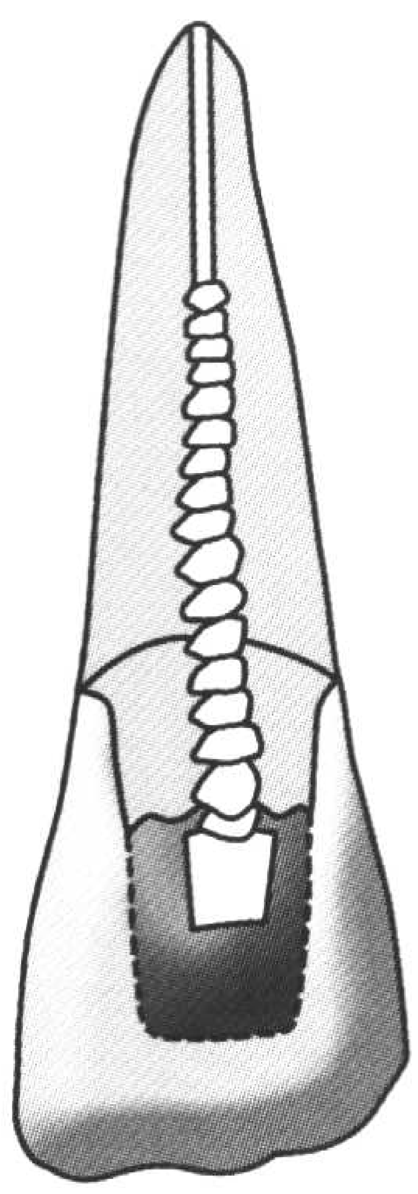


图 9-1 桩冠的组成

1. 桩 为插入根管内的部分。全冠利用桩可获得固位，并把咀嚼压力传递到牙根、牙周膜及牙槽骨。

2. 核 为替代临床冠牙本质缺损的部分，为全冠修复提供固位，核与桩的冠部相连使桩核成为一体，将咀嚼压力分散到剩余牙体组织，并增强牙根对纵裂的抵抗能力。核通常由复合树脂、玻璃离子粘结剂、银汞合金等材料制作，也常用金属整体铸造形成桩核。

3. 全冠 用于修复缺损牙的外形与功能，同时保护剩余牙体组织，防止牙体、牙根的折裂。全冠根据其制作材料的不同可分为金属全冠、非金属全冠、金属非金属联合全冠。

二、分　　类

按照制作方法、结构和材料的不同，桩冠分为简单桩冠、铸造金属基底桩冠、铸造金属舌面板桩冠、铸造桩冠、烤瓷桩冠、核桩冠等多种形式(图 9-2)。

作为桩冠的一种特殊形式，核桩冠具有常规桩冠无法比拟的优点，桩核冠应用范围较广，不仅适用于单根的前牙修复，并可用于多根的后牙修复；在桩核上可根据患者条件和需要，制作任何一种全冠修复体；当全冠需重新制作时，仅需将全冠从核上取下即可，避免了临床取桩的困难；以桩冠

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

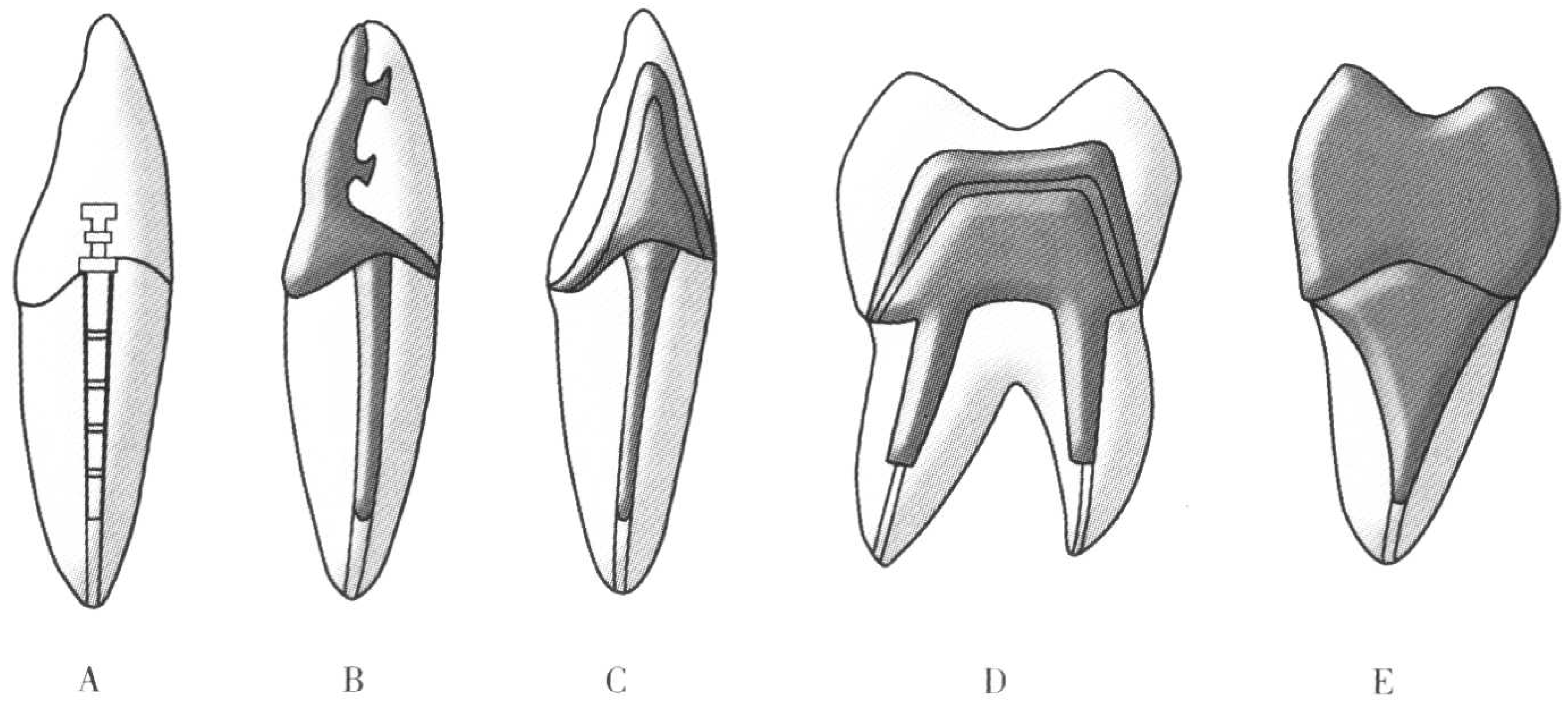


图 9-2 桩冠的类型

A. 简单桩冠；B. 铸造金属舌背桩冠；C. 铸造金属基底桩冠；D. 烤瓷桩冠；E. 铸造桩冠

作为固定桥基牙时，在桩核上制备固位体，更易取得共同就位道。核桩冠已成为目前应用最广泛的一种桩冠修复方式。

桩通常可分为两类，即个别制作的桩与预成桩。

1. 个别制作的桩(custom-made post) 即铸造桩核，是桩与核整体铸造而成。铸造桩核由于桩核是一个整体，结合牢固，传递𬌗力均匀。同时，铸造桩直接根据根管形态制作，复制了制备根管的形态，与根管壁密合，固位力强。但铸造桩核的制作工艺较复杂，不能一次完成；如为后牙，根管多，且方向不一致，桩核需分段制作，制作工艺更为复杂。

2. 预成桩(prefabricated post) 是具有不同形态与尺寸的预制成品桩。预成桩由于具有标准化的尺寸和配套的根管制备钻，以及印模、蜡型用塑料桩，操作方便，可一次完成桩核。但预成桩与根管壁密合度不及个别制作的桩。为了与特定形态、尺寸的预成桩相匹配，制备根管时要磨除一定量的牙体组织，易造成剩余牙体组织抗折能力的降低。桩、核采用不同材料制成，桩核间的结合是其薄弱环节，易导致失败。同时，由于预成桩多为圆形的，抗旋转脱位的能力较差。

根据预成桩的制作材料不同，预成桩可分为预成金属桩、预成纤维桩、预成陶瓷桩(图 9-3)。

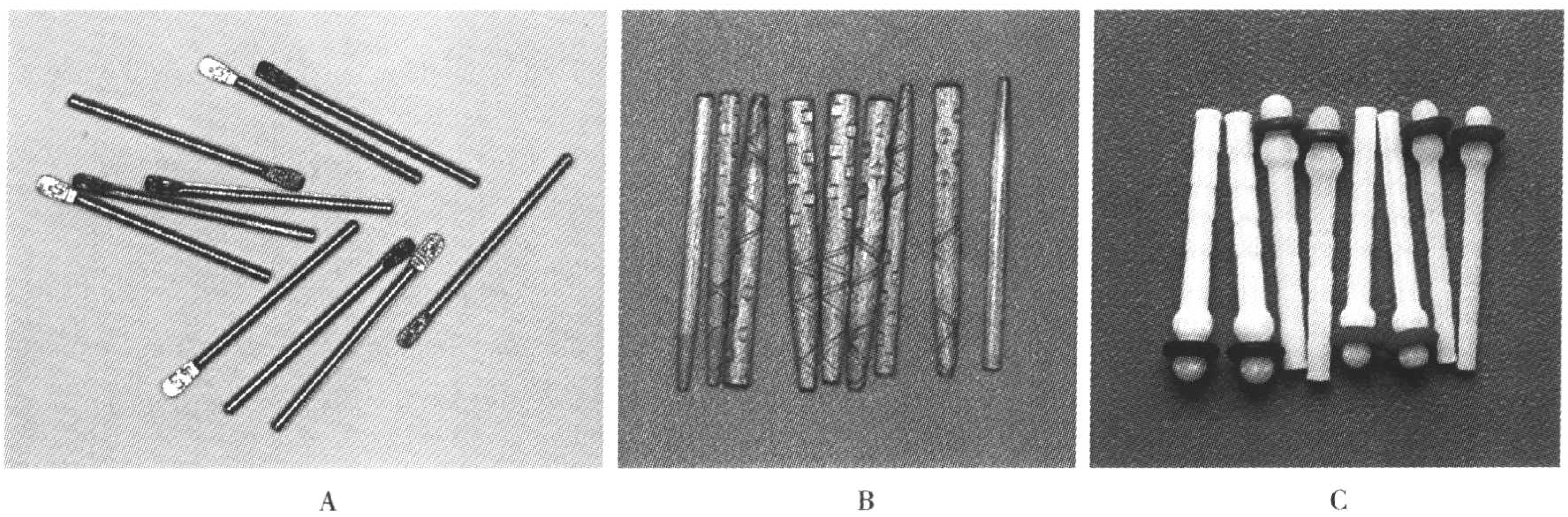


图 9-3 不同材料制作的预成桩

A. 金属桩；B. 碳纤维桩；C. 玻璃纤维桩

根据预成桩的外形与表面结构，预成桩有光滑的锥形桩、光滑的圆柱桩、锥形的螺纹桩和圆柱形的螺纹桩。前两种主要通过摩擦力和粘结力获得固位，而后两者尚有螺纹对牙本质壁的约束固位。

第二节 桩冠的适应证与禁忌证

桩冠修复的前提是患牙必须经过完善的根管治疗，根尖周无炎症或炎症已完全控制，无骨质吸收或骨质吸收不超过根长的 1/3，且骨吸收已稳定者。

经过成功的根管治疗后，通常应观察 1～2 周，确定无临床症状时，才可以开始做桩冠修复。如患牙有瘘管，需等到瘘管完全闭合后，且无临床根尖周症状时才开始做桩冠修复。如果尖周病变较大，则需要观察更长时间，X 线片确定根尖阴影明显缩小，方可开始做桩冠修复。

一、适 应 证

1. 冠部牙体组织缺损，嵌体、全冠修复无法利用剩余牙体组织获得足够的固位与抗力者。

(1)牙冠大部缺损或残冠、残根无法采用充填治疗或作嵌体、全冠修复无法获得固位者。

(2)牙冠缺损至龈下，牙周健康，牙根有足够的长度及足够的牙槽骨支持，经龈切除术后能暴露出缺损面者。

(3)前牙冠折断面在牙槽嵴顶以上，或斜折至牙槽嵴顶以下，行牙槽突切除术，残根尚有足够的长度和牙槽骨支持者。

2. 牙齿形态或排列异常，难以进行正畸或全冠修复者。

(1)前牙错位、扭转、排列不齐，无条件做正畸治疗者。

(2)牙冠短小的变色牙、畸形牙，采用全冠修复无法获得足够的固位者。

3. 作固定义齿的固位体。

二、禁 忌 证

1. *18 岁以下的青少年，一般不做桩冠修复*

这类患者的严重龋坏或缺损的前牙，应尽可能保留活髓，必要时在根管治疗后，可做暂时性的桩冠以恢复其美观与功能，并维持缺隙，待成年后再做永久桩冠修复。

2. *根管或根尖周感染未有效控制者*

(1)有明显根尖周感染和临床症状，根管感染未能有效控制，瘘管口未闭，且有分泌物者不得做桩冠修复。

(2)根管壁侧穿，且伴有牙根、牙槽骨吸收和根管内感染者。

3. *桩冠修复无法获得足够的固位与抗力者*

(1)严重的根尖吸收，牙根长度不足，或根管弯曲细小、根管内有异物堵塞无法取出，难以获得足够的桩长度和直径者。

(2)由于龋坏或其他原因，剩余根管牙本质壁过薄，桩冠修复难以获得足够的固位与抗力者。

(3)牙冠缺损至龈下，经龈切除术无法暴露缺损面者，或行牙槽突切除术后残根缺乏足够的长度和牙槽骨支持者。

(4)深覆殆、咬合紧、夜磨牙患者。

第三节 桩冠的固位

桩的固位主要依赖于桩与制备根管间的摩擦力及粘结剂的粘结力。有许多因素可影响桩的固位能力，如桩的形态、桩的直径、桩的长度及粘结剂等。

一、桩的形态与固位

桩的形态包括桩的外形与表面结构。桩的形态多种多样，其长轴形态可以是圆锥形的或圆柱形的，其横断面形态可呈圆形或椭圆形，其表面可以是光滑的，也可以是螺纹状的。桩的形态不同，其固位能力不等。

圆柱桩的固位力大，而锥形桩则不利于固位，光滑锥形桩的固位力最小，且随着桩锥度的增加，固位力逐渐降低。横断面呈非圆形的桩，其抗旋转脱位的能力较强，而横断面呈圆形的桩，常需增加固位钉或沟以防止旋转脱位。Calley 等的研究表明，桩的表面结构是桩固位的决定因素，相同设计的桩，如果桩的表面粗糙，可以增强固位。由于螺纹桩对于牙本质具有机械约束能力，其固位力较强，螺纹越多，固位力越强。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、桩的长度与固位

桩的长度是影响桩冠固位的重要因素。在其他条件相同的情况下，随着桩长度的增加，其固位力成比例地增强。然而桩的长度受牙根长度、根管形态等因素的影响，因此通过增加桩长度来增强固位力有一定的限度。一般要求桩的长度应等于临床冠长或根长的 2/3～3/4，根尖充填物必须有不少于 3～5mm 的根尖封闭区。

若桩长度达不到理论要求，固位不足时，应通过其他措施加以弥补。复合树脂粘结剂可部分补偿桩长度的不足。

三、桩的直径与固位

桩的直径与桩冠的固位及牙根的抗力有关。桩对于轴向脱位的抵抗力直接与桩的表面积成正比，随着桩直径的增加，其固位力增强。但只有桩与制备根管间密切贴合时，其表面积的增加方能增强其固位力。而对于多数预成桩来讲，其与制备根管间的吻合程度较差，而产生较厚的粘结剂膜，使其固位力受到影响。

桩直径的大小受根径的限制，直径过大的桩必然要磨除过多的根管壁，造成根管壁变薄、强度下降，桩冠侧向受力后容易发生根折。相反，若桩过细，也会影响其固位力和自身抗折能力。从力学角度考虑，理想的桩直径应为根径的 1/3。同时由于牙根的外形呈锥状，桩的直径向根尖方向逐渐减小。因此，理想的桩外形应是与牙根外形一致的一个近似圆锥体，从根管口到根尖逐渐缩小呈锥形，各部横径均为根径的 1/3，与根部外形一致，且与根管壁密合。

四、粘结剂与固位

粘结剂提供的固位力一般较小，只有当桩与制备根管吻合，粘结剂膜很薄且均匀一致时，粘结剂方能提供较强的固位力。树脂粘结剂与常规的粘结剂相比，具有较强的粘结力，当桩较短或固位力不足时，为了增强其固位力，也可采用树脂粘结剂。

粘结剂的厚度与桩的粘结力密切相关。厚度过大的粘结剂，尤其是树脂类粘结剂有较多的聚合收缩，从而增加了界面应力，且易在粘结剂内部形成孔隙，最终可能导致粘结失败。Chana 等比较了不同粘结剂厚度对树脂粘结剂(Panavia EX，Panavia 21)和镍铬合金间抗拉强度的影响。结果发现，随粘结剂厚度增加，两种树脂粘结剂拉伸强度均下降。

粘结剂厚度若太薄，也会影响到粘结剂的粘结性能。Hagge 等研究发现，在使用预成桩时，采用厂家提供的配套钻制备根管，则达不到理想的粘结力。而选用比厂家推荐尺寸略大的钻，均可获得较大的固位力，提示桩与根管壁间并不是越密合越好，应为粘结剂留有足够的空间。

第四节　桩冠的设计与应力分布

一、桩的功能

桩除了提供修复体固位支持外，对剩余牙体组织的保护是其另一重要功能。然而，桩对剩余牙体组织的抗折裂能力有何影响，目前大致存在有三种观点：①每个根管治疗牙皆应置入桩，因为桩可以增强牙齿抵抗殆力的能力；②反对使用桩，因为根管制备和桩的戴入进一步削弱了牙齿；③桩的戴入并不能增强牙齿抵抗殆力的能力，如果不是为核与全冠提供固位，应避免使用桩。一份对牙医的调查报告显示 50％的牙医相信桩可以加强根管治疗牙的强度。

通常认为，由于冠部牙体组织的大量缺失，牙髓组织的失活，剩余牙体组织承受殆力的能力明显降低。如果不用桩修复，殆力的冲击直接传导至冠边缘处的粘结剂。而应用桩修复后，部分殆力沿桩长轴传导，因此缓解了冠边缘区的应力。同时，使殆面载荷沿牙根分布，可获得剩余牙体组织内更为均匀的应力分布状态。尹亚梅等采用三维有限元法对烤瓷桩冠修复时，其金属桩核是否具有增加牙齿抗力作用的研究发现：烤瓷冠修复无金属桩核时，其牙本质及瓷修复体可能产生折裂，而金属桩能显著地提高牙齿的抗力。Ching-Chang Ko 等亦发现在载荷作用下桩的应用可使剩余牙体组织内的应力降低 30％左右。Kantor 和 Pines 的研究显示桩可使牙根的抗折能力增加

1 倍。刚性的桩被认为可通过引导功能性和非功能性应力至牙根中部而防止牙齿的水平折裂。

近年来，置入桩可增进削弱的根管治疗牙的抗折裂能力这一传统观念已引起争议。Sorensen 和 Martinoff 的研究发现牙齿有无桩其强度无显著性差异。许多学者发现：剩余冠部牙体组织的量与牙齿抵抗骀力的能力有直接关系，牙体组织去除越多，抵抗骀力的能力越低，折裂的可能性越大。根管的制备削弱了牙根，桩进一步增加了折裂的危险。在桩的戴入和功能过程中，桩可产生高应力而导致根折，骀力在根管内的传导使牙根有垂直折裂的危险。因此，在去腐及根管治疗后，如果牙齿冠部有足够的剩余牙本质余留，桩核并不能增强其抗折能力。同时无桩的牙齿通常以再修复的方式折裂（冠折），而有桩的牙齿通常在牙根部折裂，使再修复很困难或不可能。

应力分析结果表明：在载荷作用下，全冠在其边缘有应力集中，牙根的冠 1/3 出现高应力，桩并不能显著地降低冠边缘处的应力，也不能使应力沿牙长轴更均匀地分布，因此桩是否能增强根管治疗牙的强度是值得怀疑的。

桩核制作的目的是替代缺失的牙体组织为最终的修复体（全冠）提供适当的抗力形和固位形。Assif 和 Gorfil、Fan 和 Nicholls 等建议桩仅用于将核与全冠固位于剩余牙体组织中，且无其他选择方法时。如果有足够的剩余牙体组织，桩核是没有必要的，桩的主要作用是使核与全冠固位，而不是加强脆弱的牙根，防止折裂的最重要的因素是牙体组织的保存及剩余牙本质的厚度。笔者的临床经验认为，无髓牙冠的修复最好选择桩冠修复。这不仅保护余留牙冠组织，而且为全冠修复体提供支持，防止牙冠承受骀力时折断，尤其是无髓上前牙的修复。无髓较脆弱，不做桩核在骀力作用下很易折断。

二、桩的设计与应力分布

桩的设计必须有助于固位支持与保护功能的发挥。理想的桩设计并不是要获得最大的固位能力，而是必须考虑到对剩余牙体组织的保护，使桩修复后剩余牙体组织能获得最佳的应力分布。事实上，对于桩核的设计，首先应考虑桩对于剩余牙体组织的影响，即桩对载荷的分布能力。不同设计的桩应力分布能力不同，其应力包括桩在戴入过程中的应力和功能载荷下的应力。不同的应力分布其保护功能也不一样，因此必须了解各种桩设计的应力分布情况。陆支越等对桩修复与死髓牙修复后强度的研究发现：桩是否能增强死髓牙的抗折强度与桩修复的设计有关，并非所有的桩修复都能增强死髓的抗折强度。因此，桩的设计只有遵循生物力学原则，桩才能真正起到固位与保护的作用。

（一）桩材料

1. *材料的要求*　理想的桩材料应有以下特性：与牙本质相似的物理性能，最小的牙体组织制备可获得最大的固位，沿牙根表面均匀地分布功能应力，与特定的冠修复体及周围组织在美学上相容，在戴入及粘结过程中产生最小的应力，与核材料的相容性及良好的结合，易于取出以便于桩修复失败后的再修复，费用适当。

为了使桩能充分发挥其功能，用于制作桩的材料应具有适当的弹性模量、屈服强度与良好的抗腐蚀、抗疲劳性能。这些物理特性对于牙体组织的保存和抗折裂非常重要，即桩的直径应最小，但应足以抵抗功能应力。考虑到物理性能，许多材料都需要增加桩的直径，以增强抗力。

桩的刚度与桩材料的弹性模量及桩的断面几何形态有关，如果桩缺乏足够的刚度，在功能活动中，可由于桩的变形、粘结剂的崩解而造成桩冠修复的失败。但桩也不能太硬，即刚度太大，这样在骀力作用下牙根发生弯曲变形时桩不能与其同步变形。尽管桩的尺寸与桩的刚度及桩对骀力的抵抗能力有关，然而根管的形态限制了桩的尺寸，因此在选择桩材料时，其弹性模量是一个重要的力学参数。具有高弹性模量的材料更能抵抗变形，更均匀地分布载荷。预成的不锈钢桩和铸造的金属桩能在较细的根管中保持足够的物理性能，是一种较好的选择。

屈服表示永久变形的发生，具有较高屈服强度的材料能承受较高的载荷，而不发生永久性变形。选用屈服强度较高的材料制作桩有助于减小功能活动中桩的永久性变形。

尽管桩不与口腔液体直接接触，但桩可与牙本质小管中的液体相互作用，在桩与根管壁间产生腐蚀产物。腐蚀产物的形成，可对根管壁产生

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

侧向应力，最终导致根管壁的折裂。

在咀嚼过程中，牙齿承受多次重复的加载、卸载循环。因此，支持牙冠的桩同样也承受重复的载荷。用于制作桩的材料应具有良好的抗疲劳特性，以防止桩的疲劳破坏。

2. *金属材料* 金属桩通常由铸造或锻制加工而成，不同的加工方法，其桩的性能不同。以往，铸造桩多采用金合金（Ⅲ型或Ⅳ型铸造金合金）铸造而成，这种合金具有良好的机械性能和抗腐蚀性能，其弹性模量 9×10^4 MPa，其强度尚可通过适当的热处理得以提高。目前，铸造桩多采用 Ni-Cr 合金、Co-Cr 合金铸造，这些合金较金合金坚硬，弹性模量约为 20×10^4 MPa，且具有较高的屈服强度和拉伸强度。热处理对合金的机械性能影响不明显。

预成桩通常为不锈钢材料制作，一般都经受了不同程度的冷加工，如碾压、拉伸、切断等，因此预成桩具有锻制合金的力学特性。适当的热处理可使其力学性能发生改变。

3. *非金属材料*

（1）复合树脂材料：尽管复合树脂材料的力学性能已有较大的改进，但作为桩材料仍有许多问题。与金属相比，复合树脂的弹性模量低，约为 1.4×10^4 MPa，因此复合树脂桩的刚度远小于金属桩。较小的刚度在𬌗力作用下可产生较大的变形，而易产生修复体边缘裂隙。为了增加复合树脂桩的刚度，可将不锈钢桩与复合树脂联合使用，即将不锈钢桩插入已填有复合树脂的制备根管中。与单纯复合树脂相比，不锈钢桩的应用增加了桩的刚度。但由于不锈钢桩的周围有大量的复合树脂材料，其对𬌗力的抵抗力仍较金属桩低得多。

（2）纤维增强材料：与金属桩核相比，碳纤维桩的材料特性与牙体组织更接近，具有适当的弹性，不会对根管壁产生过大的压应力。同时，纤维桩比根管内的金属桩更易于拆除，用慢速直机头或弯机头，很容易顺根管方向将碳纤维桩打碎而取出，可大大降低取金属桩时出现根管壁侧穿或根管劈裂的危险，增加了再次修复的成功率。

（3）陶瓷材料：氧化铝瓷最早应用于根管桩及核的制作，但是由于材料强度和韧性的不足，仅适于根管较粗的病例。氧化锆瓷桩具有较高的强度与硬度，是目前应用较为广泛的一种瓷桩材料。尽管有研究发现氧化锆陶瓷材料的强度和韧性会随时间而降低，但其机械性能上的稳定性足以满足临床要求。

（二）桩的设计与应力分布

1. *桩的形态* 在临床应用中，对于桩形态的选择，首先应考虑桩对于剩余牙体组织的保护功能，此功能的发挥取决于桩对载荷的分布能力，不同的桩形态其应力分布能力不同，其应力包括桩在戴入过程中产生的应力及功能载荷下的应力。

根据桩的外形及表面特性，桩可分为以下几类：①桩的设计复制了根管的解剖形态，如传统的铸造桩；②改变了根管的解剖形态，以适应预成的锥形桩或圆柱桩；③通过桩的表面特性获得主动的或被动的固位。

（1）铸造桩与光滑的锥形桩：复制根管解剖形态的锥形桩设计容易制备，且保存牙体组织，因大部分牙根是锥形的。光滑的锥形桩在戴入过程中无明显的液体静压产生，多余粘结剂易于溢出。但随着桩在根管内完全就位，由于制备根管不光滑的表面存在有微小的嵴，在此处可见有应力集中现象。光滑的锥形桩在𬌗力作用下将产生楔效应，而趋于劈裂牙体组织，从沿桩长轴侧向放射的应力可证明此效应。制备根管的外展越大，楔效应越明显。当以 26°角加载桩，模拟上颌中切牙的𬌗功能时，在唇侧龈缘区出现应力集中，在桩的舌侧根管区亦可见到交互应力。其粘结剂层起着应力缓冲器的作用，可降低局部的应力集中。

（2）圆柱桩：圆柱桩与其他桩系统相比，可更均匀地分布应力，而且固位力好，不易脱位，被动就位的表面特性可减少应力集中。圆柱桩在戴入过程中无侧向应力集中，即无楔效应。在沿桩轴加以压缩载荷时，圆柱桩可以较均匀的方式将载荷分布至剩余牙体组织。除桩尖部外，从桩、粘结剂层到支持组织间的应力传导主要为剪应力，粘结剂起着缓冲应力的作用。由于圆柱桩的末端具有尖锐的边缘，因此在根尖部产生较高的应力。桩直径越大，圆柱桩在末端形成的应力越高；当沿桩轴成 26°的方向加载时，根尖部的应力降低，而釉牙骨质界处的应力增高。总的来看其应力分布仍是均匀的而无明显的应力集中。

圆柱桩的末端如呈圆锥形，则有助于降低根

尖部的应力水平，但在轴向和斜向载荷作用下，其圆锥形的末端可产生楔效应。

由于根管的自然形态呈圆锥形，制备一个圆柱形的根管是较为困难的。为了制备圆柱桩根管，可能会削弱根尖部的牙本质，而此处常存在有交互应力，因此，只有在较长的、粗大的牙根，根管制备后桩周围有足够的牙本质包绕方能选用圆柱桩，以产生最佳的应力分布并发挥对牙体组织的保护功能。

(3)锥形的螺纹桩：螺纹桩在承受载荷时，其应力主要通过螺纹和桩的𬌗部及桩的末端传导。如果桩的𬌗部及末端与牙根不接触，桩承受载荷时，则必须通过螺纹传导，因此螺纹附近的应力较高。与光滑桩中粘结剂的缓冲作用相反，被粘结剂包绕的螺纹起着应力集中器的作用。当螺纹尖锐、螺纹数目少时，其应力集中现象更为明显。

当锥形的螺纹桩在根管中就位时，将产生严重的侧向及根尖向应力集中，桩产生楔效应。桩越短，其应力集中越严重，特别是在冠部。产生应力集中的原因是由于桩越短，其锥度越大，因而楔效应越明显。桩较长时，锥度小，有助于减小桩戴入过程中产生的侧向应力。

由于锥形的螺纹桩在载荷作用下表现出最严重的应力集中。因此从应力分布能力及桩的保护功能出发，锥形的螺纹桩是一个最不利的形态设计，最易产生牙根的折裂。

(4)圆柱形的螺纹桩：圆柱形的螺纹桩在戴入过程中有一自刻纹过程，因而在根尖部产生较高的应力水平，螺纹桩的螺纹与牙接触的区域集中应力，这种应力集中在桩戴入时产生，在功能过程中增强。如果在螺纹桩就位后倒旋 1/4 圈，可有效地降低这种应力。倒旋使桩与根管壁的接触程度降低，因而可降低牙根中的应力水平。

桩的形态除上述四种基本形态外，尚有多种混合的形态。不同的桩形态设计其固位与应力分布不同。临床上选择桩形态时，应特别注意桩的保护功能，因为在桩的戴入和功能活动中皆有可能造成牙根的折裂。

2. **桩的直径**　桩直径对应力分布的影响大于桩长度对应力分布的影响。桩直径的增加对固位仅有非常微小的提高，但却显著地增加了牙根折裂的危险，特别是根尖部。Sorensen 和 Martinoff 对1 273个桩修复牙的研究发现：桩直径的变化对成功率的影响最大，X 线片上如桩的宽度超过根宽度的 1/2，其成功率相当低。有限元应力分析结果提示：铸造桩的直径以牙根直径的 1/3 最为适宜，如果过细，弯曲变形或断裂的可能性增大，桩在承受轴向力时，桩核的颈 1/3 处易折断，承受非轴向力时桩核的颈部及尖端部易折断。通过增加桩直径，可增加桩与制备根管间的接触面积，而有利于改善桩的应力传导能力。

桩周的牙本质厚度是一个非常重要的参数，牙本质壁厚度直接与牙齿承受侧向力的能力成正比。学者们建议桩的直径至少 1mm，桩周围剩余牙本质壁的厚度亦至少 1mm。由于侧向𬌗力多数为颊-舌向，因此颊-舌向桩周剩余牙本质壁的厚度，对于保护牙根结构的完整性是十分重要的。临床上不应通过增加桩的直径来增强其固位与应力分布能力，在保证桩足够的刚度和适当的固位力的同时，应选择直径较小的桩。

3. **桩的长度**　体内研究发现桩修复的临床成功率与其长度有直接关系。短桩不但固位差，而且易在根管中产生高应力而致根折。桩长度的增加会增加牙根侧穿和折裂的危险，但可使应力更均匀地分布，而且可增强固位。Holmes 等应用三维有限元法分析了桩受力后的应力变化，发现牙本质内最大剪应力位于根中部近桩处的牙本质内，随着桩长度的减小，最大剪应力升高。主应力分布与强度随桩尺寸的微小变化有少量的改变，桩长度的增加，可降低应力集中。

如果桩长度明显小于临床冠长度，应力将在牙根的冠部及根尖部集中，在牙本质-桩界面间反复的高应力存在，可产生粘结剂的破碎或牙本质的折裂。因此桩长度应等于或大于临床冠长度，以降低修复体的旋转中心，有利于将载荷分布至剩余牙体组织。由于桩的长度受根管长度及其形态的限制，当桩长度不足时，设计中可考虑多桩、辅助针道、机械固位桩的应用，以保证其固位和应力分布均匀。

4. **桩的粘结**　桩粘结后行使功能时，应力通过粘结剂层从桩传导至牙本质。粘结剂可起到应力缓冲器的作用，使应力更好的分布。研究表明，粘结剂本身并不是影响固位和应力分布的主要因素，粘结技术似乎比粘结剂本身更为重要。粘结

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

剂的放置应使粘结剂在根管壁和桩上均匀一致地分布。

近年来，有些学者建议使用低黏滞度的树脂粘结剂，如 All-Bond 2，这些粘结剂不仅可以与根管牙本质粘结，而且可与桩本身粘结，允许更加保守的桩制备，并加强功能应力的分布。体外研究显示应用树脂粘结剂可有效地降低预成桩与根管壁间较大的粘结剂膜厚度而引起较大位移的危险。

当然，如果桩核的设计依据的是传统的原则，常规的粘结剂仍是一种较好的选择，因为无限的固位并非桩核修复的目的。如果桩折裂，则必须从根管中取出以便再治疗。此外，如果修复体承受过度的殆力时，桩的脱位较根折更能被接受。

三、核的设计与应力分布

(一)核材料的选择

核材料可影响桩对载荷的分布能力。用于制作核的材料应具有适当的弹性模量与屈服强度，并与桩、牙体组织的机械性能相匹配。常用的核材料有金属(如银汞合金)，以及复合树脂等。其中复合树脂的机械性能较差，而金属由于其优越的机械性能，故常用作核材料。

具有最佳效果和最佳物理特性的核材料为Ⅳ型金合金，其膨胀系数与天然牙相似，银汞也是最常用的核材料，它可单独应用，也可与固位针及桩同时应用。

(二)核的设计与应力分布

在修复牙承受载荷时，随着核材料机械性能的提高，牙根冠部的应力增高，而弹性较大的银汞合金与复合树脂核则有利于将载荷分布到核表面下部，而降低牙齿冠部的应力。核可以防止桩在承受载荷时下沉，因而使根尖部应力降低，刚性大的核抵抗桩下沉的能力强，牙根冠部的应力升高。

四、牙本质套圈的作用

通常认为全冠应于核与剩余牙体组织连接处方向根延伸至少 2.0mm，此套圈作用可抵抗由桩产生的应力，而保护根管治疗牙免于折裂(图 9-4)。Holmes 等应用三维有限元分析法分析了桩受力后的应力变化，发现最大张应力和最大压应力产生于牙根的冠 1/3 的牙本质内。根的冠 1/3 处产生的高应力，可通过套圈的设计有效地加以抵抗，以健康的牙体组织作为核的一部分可增强核的固位，并减少传导至牙根的应力。陆支越等的研究显示对于铸造金属桩核，牙体制备时有无冠部剩余牙本质其抗折裂强度有显著性差异，提示牙本质套圈可明显增强根管治疗牙的抗折裂能力。

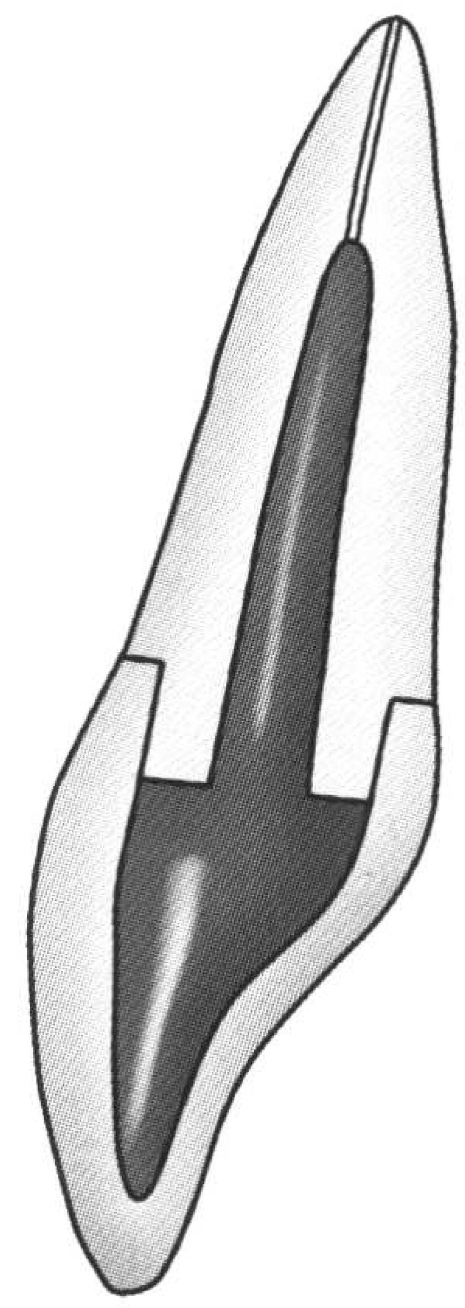


图 9-4　铸造桩包绕牙根防止根折

套圈可以增加根管治疗牙对动态殆载荷的抵抗力，有助于保持粘结剂封闭的完整性，降低桩核结合部产生应力集中的可能性，如果没有套圈，殆力只能通过桩来抵抗，最终易造成桩的折裂和牙根的纵裂。因此，临床上在冠部剩余牙本质的制备过程中，应尽可能少的磨除牙体组织，仅去除那些无支持的牙体组织，以利于张应力和剪应力传导至冠部牙体组织，而减少根折的危险。

桩采用牙本质粘结剂粘结，理论上可以提供牙根内部的环抱作用，以替代外部的套圈效应。体外实验研究提示了这种可能，但尚缺乏临床研究结果。

残冠、残根难以暴露牙体组织形成牙本质套圈时，可考虑冠延长术或正畸牵引。

五、桩、核、冠间的相互作用

核是修复体的一部分，用于替代缺失的冠部牙本质。因此，它在应力传导中起着重要作用，它应能将载荷从冠部传至桩。冠的作用是保持粘结

剂的封闭，分布部分应力至剩余牙本质，传导载荷至核、桩及根部，并提供卡抱作用以抵抗牙齿的折裂。

由于桩、核、冠间的相互作用，修复设计时，确定桩、核、冠的最佳设计应根据生物力学原则，设计不同的桩其应力分布不同，锥形桩产生楔效果；与锥形桩相比，圆柱桩能沿牙根更均匀地分布应力；螺纹桩在就位后如不倒旋，则根尖部产生高应力。然而，桩修复牙用全冠覆盖后，只要全冠的边缘位于健康的牙体组织上，在𬌗力作用下修复牙的应力分布受桩设计的影响变小，全冠的戴入增强了釉牙骨质界处的应力集中。全冠可看作一个平衡器，因为它改变了牙根、桩、核复合体的应力分布，使桩的特性变得不明显。

第五节　桩冠的制作

一、简单桩冠的制作

简单桩冠是由预成合金桩或不锈钢丝弯制的桩与塑料冠结合而成。由于制作方法简便、价格低廉，曾被广泛应用。但由于塑料冠不耐磨、易变色，对牙龈有刺激，目前主要作为暂时桩冠使用。简单桩冠适用于𬌗关系正常，牙冠、根管形态基本正常的患牙。

（一）牙体制备

在确定桩冠修复设计后方可进行牙体制备。在牙体制备之前，必须复习 X 线牙片，了解患牙牙根长度、外形、根管充填情况及根尖周状况。

1. *残冠处理*　残留牙冠在 1/2 以上者，先用刀边砂石沿患牙近远中龈乳头顶的连线将牙冠切断；残留牙冠不足 1/2 者，可用轮形砂石直接磨除。

2. *根面制备*　通常应将根面制备成唇、舌向的两个斜面，为了使唇面塑料有一定的厚度，唇面应形成凹斜面。两斜面相交成一条近远中向的嵴，并通过根管口中央。嵴和两个斜面可以防止简单桩冠受力后发生扭转和移位，桩长度的增加可增强桩冠的固位。其边缘位于龈缘或龈下 0.5mm，舌侧斜面止于龈缘。如果冠部牙体组织缺损过多，根面难以制备出两个斜面时，可根据缺损情况制备成平面或凹面，并相应采取其他增强固位和稳定的措施（图 9-5）。

3. *根管制备*　根管制备前，应根据病历记录的根管长度、X 线牙片、残留牙冠方向、根管内充填材料的情况、确定根管制备的方向、长度与直径。

通常要求桩的长度应等于临床冠长或根长的 2/3～3/4，同时根尖处至少保留 3～5mm 的根管充填材料，以防止根尖区感染和制备时因根管内充填物移动而刺激根尖区。桩的直径应为根径的 1/3，由于牙根通常为圆锥形，根管制备时，应特别注意根尖部的根管制备直径，防止侧穿或因剩余根管牙本质壁过薄而造成根折。

用裂钻或烧热的根管充填器（或直探针）顺根管方向，将充填材料逐渐取出。用裂钻取出充填材料时，可用直径稍大于根管的钻慢速制备根管。直径过小或速度过快，易使牙胶受热熔化，附着在钻上，钻取出时带出整个牙胶而破坏根尖封闭。应用直径稍大于根管的钻可切断牙胶，而不使牙胶缠绕在钻上。由于牙胶及根管封闭剂较牙本质软，钻易于顺着牙胶的方向进入根管。如果根管封闭剂较牙本质硬，则钻易从根管偏斜至根管壁牙本质，造成侧穿。同时观察切割出的粉末性质确定钻头前进方向。若遇阻力，立即停止，通过观察充填材料在制备的根管腔中的位置，判断钻进方向是否准确。当沿正确方向前进至预定长度后，用细裂钻修整根管壁成预定形态，并避免形成倒凹。如采用成品桩制作简单桩冠，应在根管口制备肩台，以与成品桩的固位盘相吻合。

在根管制备时，应注意避免下列情况的发生。

（1）根管口制备过多呈喇叭状：影响桩冠的固位和根管壁抗力形。

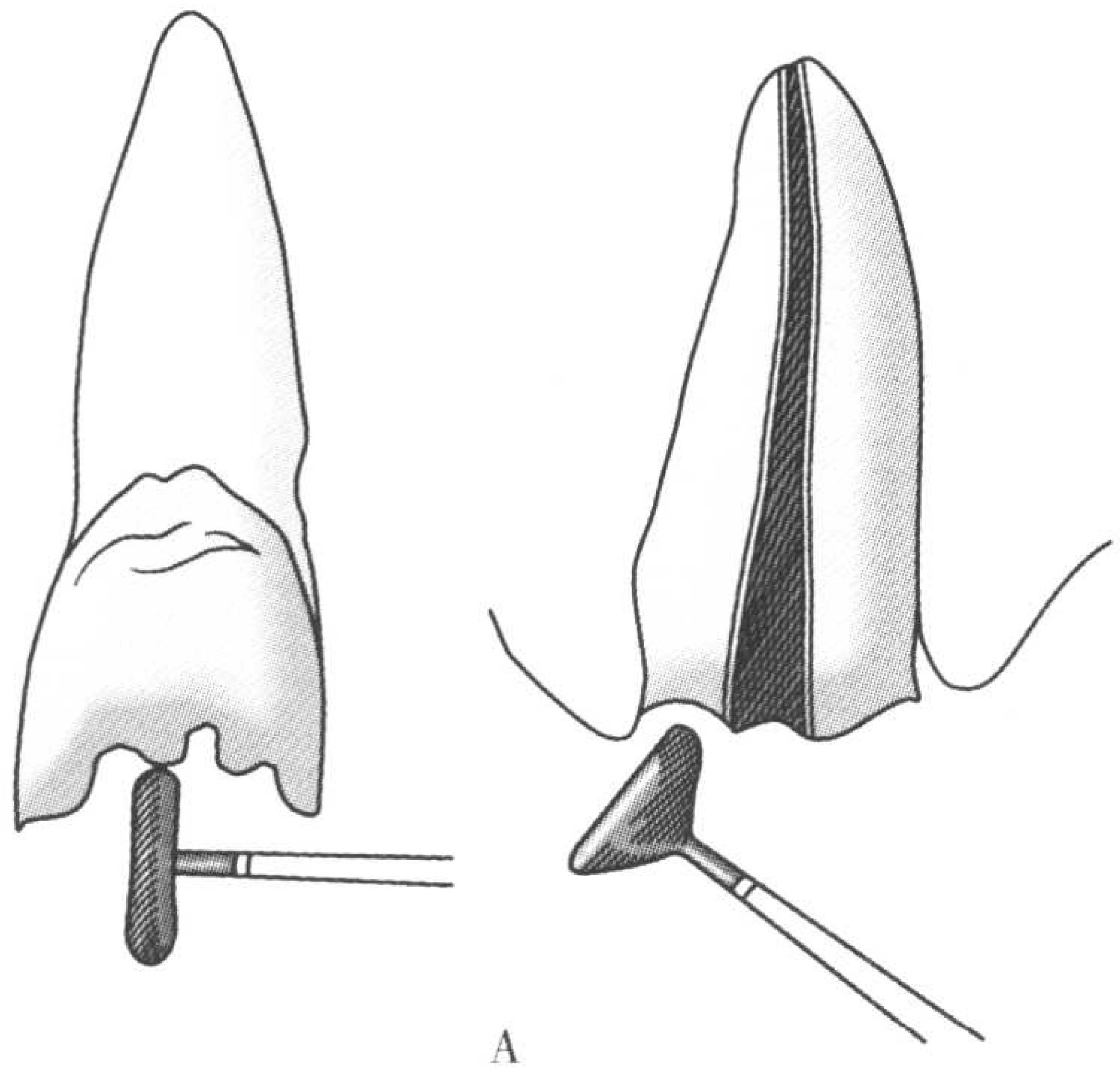
（2）根管长度、直径制备不足：冠、桩比例不合适，桩冠固位不足。

（3）根管腔制备过大：造成根管壁抗力形不足，桩冠受力时引起根折。

（4）根管制备过深：破坏充填材料的封闭，或引起根尖部根折，造成根尖周感染。

（5）根管侧穿：破坏根管的封闭性，降低根管抗折能力，引起根周感染。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注


A

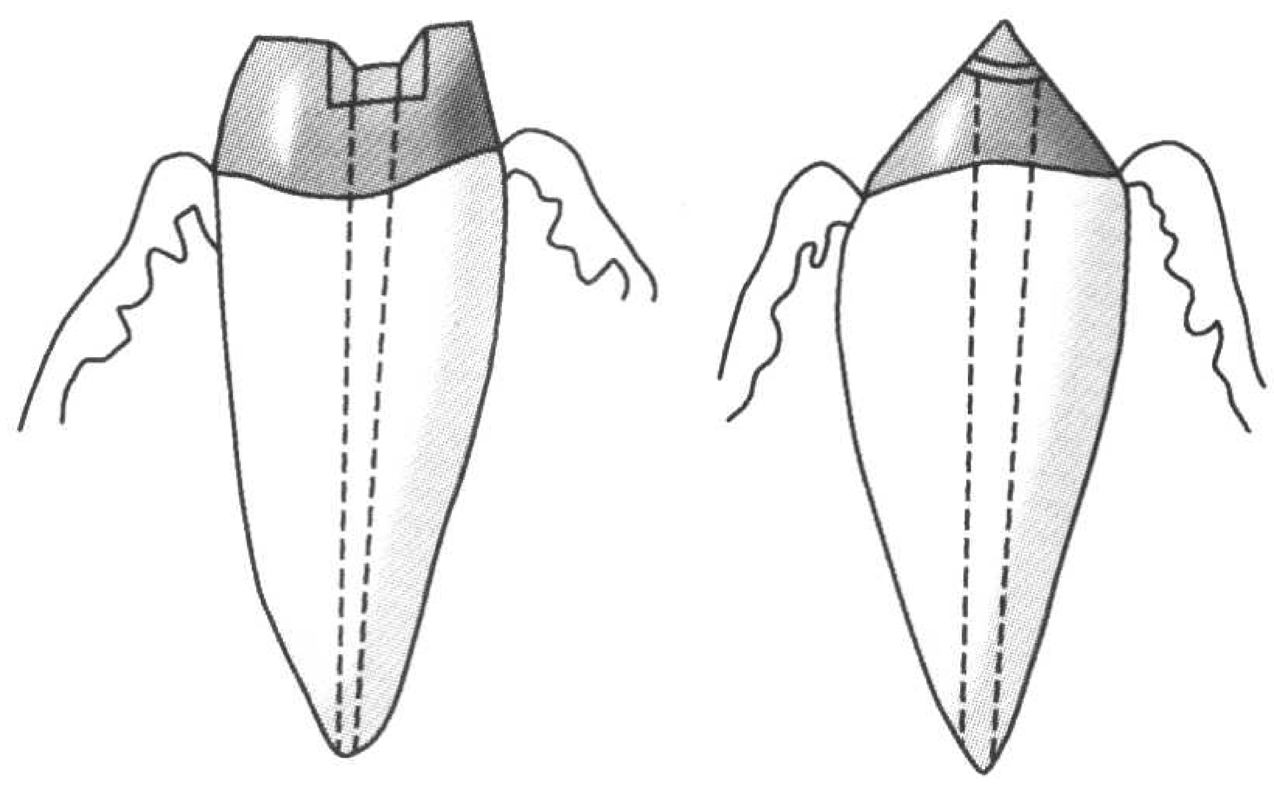

B

图 9-5　残冠的处理及根面制备

A. 残冠处理；B. 根面制备

4. 根管制备可能出现的问题

(1)根管制备不足：根管长度、直径制备不足，冠、桩比例不合适，桩冠固位不足而造成脱落；根管壁有倒凹，致使蜡型无法取出。

(2)根管制备过度：根管口制备过多呈喇叭状，影响桩冠的固位和根管壁抗力形；根管腔制备过大，造成根管壁抗力形不足，桩冠受力时引起根折；根管制备过深，破坏充填材料的封闭，或引起根尖部根折，造成根尖周感染；牙胶尖被推出根尖孔引起根尖周炎症等。

(3)根管壁侧穿：多发生于根弯曲、根径细者；根管治疗时制备不良，已形成薄壁；操作错误，未及时校正方向或圆钻直径过大，速度过快；根管壁有继发龋坏；失败重做的桩冠，根管内残留冠桩，去除冠桩时不慎等，均可引起侧穿(图 9-6)。侧穿会破坏根管的封闭性，降低根管抗折能力，引起根周感染，或因出血而妨碍操作，并常常导致桩冠修复失败，因此，应防止侧穿的发生。

在根管制备时，一旦发现侧穿，应及时在侧穿处放麻黄碱小棉球局部止血，并消毒根管，封75%乙醇小棉球，5～7d 后，再封抗生素糊剂到侧穿处，再完成桩冠粘结。若侧穿严重，无法控制感染或牙根抗力形差时，可考虑拔除残根，改做其他类型修复。

(二)桩的制作

用于简单桩冠的桩通常为预成不锈钢桩、不锈钢丝弯制的桩或预成螺纹桩等。

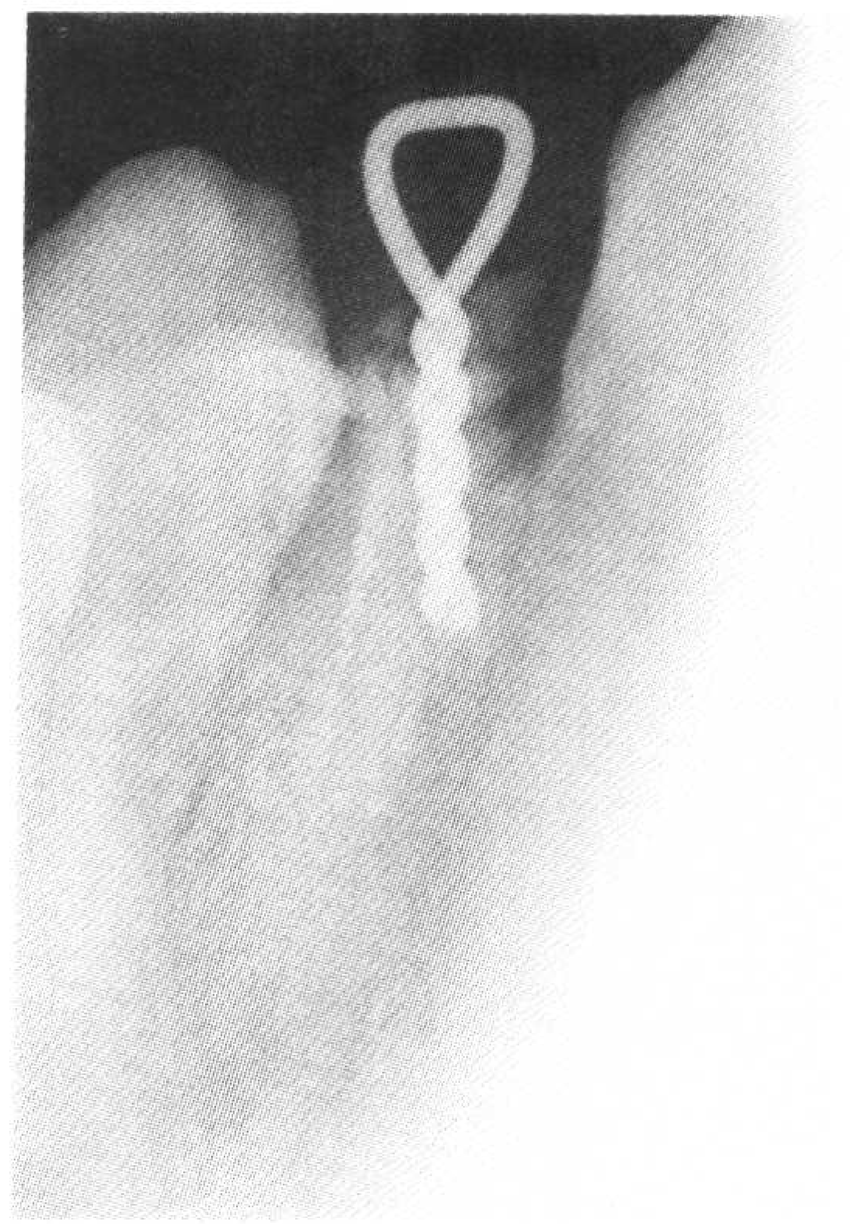


图 9-6　根管壁侧穿

1. 预成桩　根据根管的粗细与长短，选择合适的预成桩(图 9-7)。如选不到合适的预成桩，可选稍长、稍粗的预成桩加以磨短、磨细，使之达到要求，并增加与根管壁的密合度。桩的固位盘应进入根管口制备的肩台内，以增加桩冠的稳定性。桩固定人造冠的固位部分应露出根面 3～4mm，距切缘 2mm，对根外段的方向可用三喙钳或日月钳做适当调整，使之位于唇、舌面的中份，以不影响咬合和美观为原则，不应偏向唇侧，以免显露金属颜色；也不应偏向舌侧，以免影响咬合。

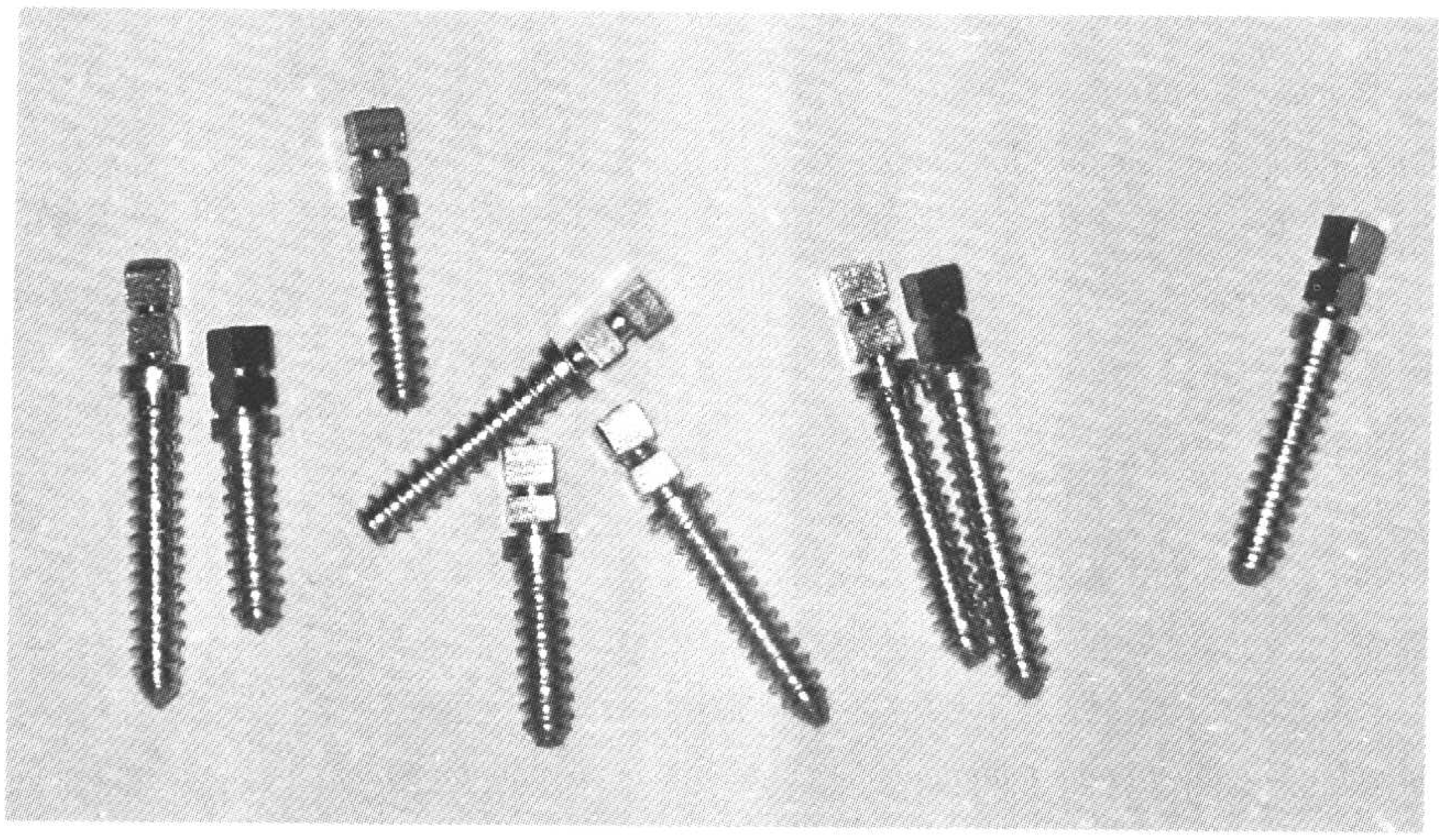


图 9-7 预成不锈钢桩

2. 弯制不锈钢丝桩 一般可用直径 0.7～0.8mm 的不锈钢丝弯制成桩(图 9-8)。将适当长度的不锈钢丝中间部分弯成环形，然后在环形下方将钢丝两端相互扭成螺旋状，根据根管的长短和形状修整桩。桩的尖端可适当磨圆、磨细，修整成圆锥形。或采用直径为 1.2～1.4mm 不锈钢丝弯制成钩状，为了增强桩与塑料的固位，将钩端钢丝锤扁磨成锯齿状，钢丝的另一端磨成锥形，使之与根管的粗细和长度相适合。



图 9-8 弯制不锈钢丝桩

(三)冠的制作

简单桩冠的人造冠可采用自凝塑料、热凝塑料和光固化复合树脂制作。

1. 用自凝塑料制作简单桩冠的牙冠 桩试戴合适后，选择颜色、形态、大小合适的成品硬质树脂牙面磨改，使牙面的盖嵴部与根面唇侧龈缘密合，将桩插入根管内就位，检查树脂牙面的厚度、长短、方向、位置是否合适，与邻牙是否对称协调。在树脂牙面的背面形成沟凹，以增强固位，并用氯仿处理 1min。调和牙色自凝塑料，在树脂牙面的背面涂单体少许，将丝状期的自凝塑料放在桩的固位部和成品树脂牙面的背面，将牙面固定在桩上。用浸有单体的小棉球加压，形成牙冠的舌面外形。嘱患者在正中𬌗时咬合，用蜡刀修去进入邻牙倒凹区的塑料及唇、舌面多余塑料。待塑料硬固后，取出桩冠，修整外形，再戴入根管内检查桩冠的外形、边缘密合性及邻接关系，调𬌗、磨光、粘结。

用自凝塑料制作简单桩冠的牙冠可一次完成，通常作为暂时桩冠短期使用。其缺点是自凝塑料固化后残留单体较多，容易刺激牙龈，口内塑形较困难。

2. 用热凝塑料制作简单桩冠的牙冠 同自凝塑料制作简单桩冠的牙冠一样，磨改成品硬质树脂牙面。将桩插入根管内，在根面上涂石蜡油，然后将烤软的嵌体蜡，压在露出根面的桩上及成品树脂牙面的舌侧。并根据𬌗关系修整舌侧外形，完成牙冠蜡型，将冠、桩一并从口内取出。装盒填胶完成。

热凝塑料由于经过热处理，固化充分，对龈组织刺激小，机械性能较好。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 光固化复合树脂制作简单桩冠的牙冠 有直接法和间接法两种。直接法是将桩在口内就位后，分层堆塑光固化树脂，分层固化，然后抛光粘结；间接法是把冠桩转移到工作模上，以光固化树脂分层堆塑成形，分层光固化，然后抛光粘结。

光固化复合树脂制作简单桩冠的牙冠的优点是省时、耐磨性好、配色方便、色泽自然、美观。

二、铸造金属基底桩冠的制作

铸造金属基底桩冠常用于移位牙、短根牙的修复，可作为固定义齿的固位体，由于桩为铸造而成，与根管壁密合度好，其固位、稳定性要优于简单桩冠(图 9-9)。

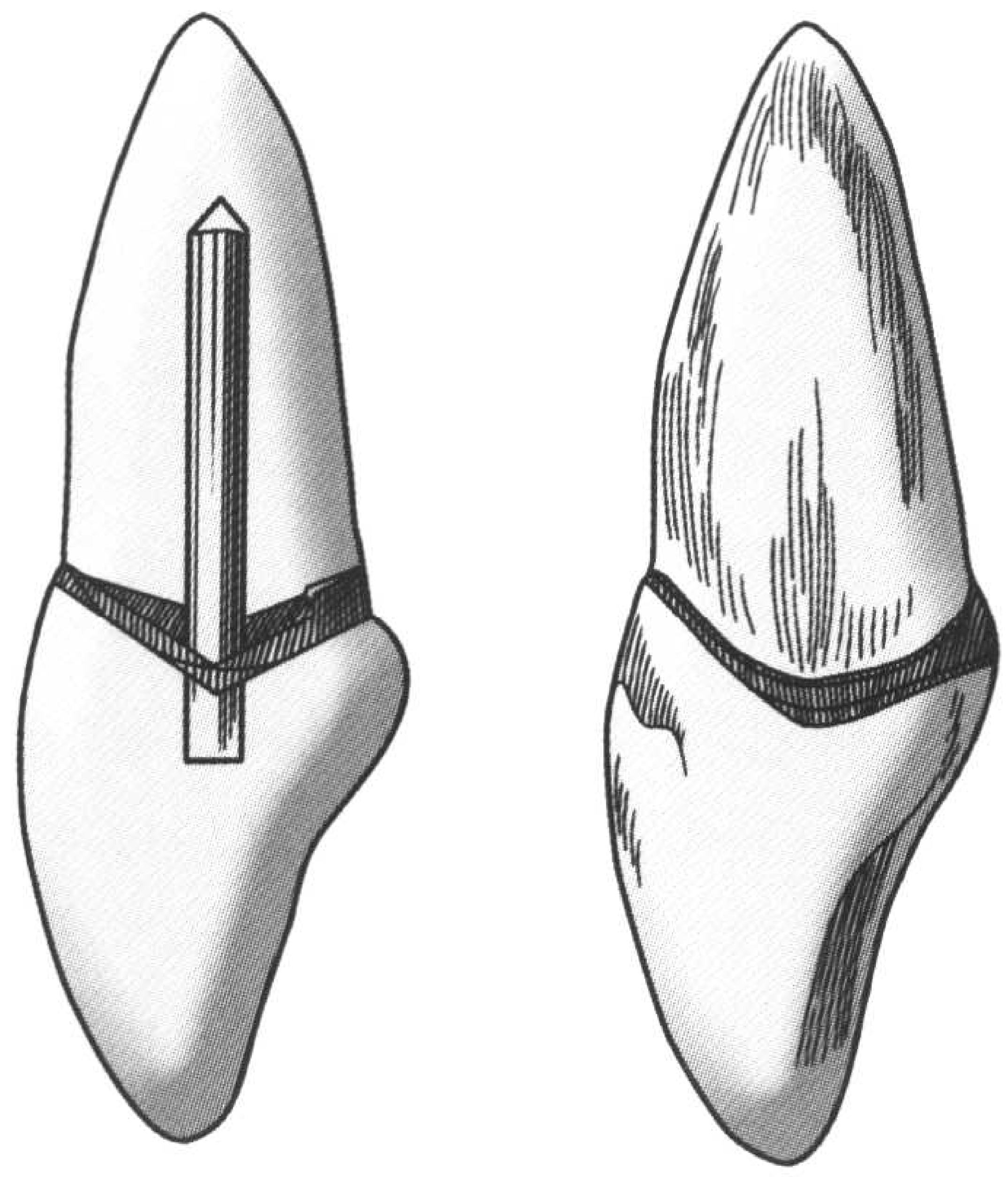


图 9-9 铸造金属基底桩冠

(一)牙体制备

同简单桩冠，但根管口不做肩台。

(二)基底和桩蜡型的制作

先在根管内壁和根面上涂石蜡油，烤软嵌体蜡，塑制成与根管粗细、长短相似的锥形蜡条，趁软时插入根管内，加压使之充满根管，或直探针烫软，再加压。然后将有刻纹的大头针加热插入，针应插至制备根管的末端，并在根管口处加蜡。取出蜡型，制备根管应无倒凹，否则蜡型无法完整取出。检查桩的长度及完整性，若长度合乎要求，表面完整，再放回根管内，加蜡制作基底蜡型。基底蜡型在根面的唇侧应距龈缘 1～2mm，舌侧应全部将根面覆盖而止于龈缘处。在距根面约 2mm 处做固位装置，其位置以不妨碍咬合和美观为原则。然后取出蜡型，固定在坩埚成形器上包埋、铸造。

也可用自凝塑料制作蜡型。选一合适塑料条(预成的或个别制作的)，放入根管内试插，磨改合适后，从根管内取出，若与根管不密合，可调自凝塑料，在丝状期旋入根管内，并将塑料条插入根管，待塑料尚未完全硬固前取出，硬固后固定在坩埚成形器上，包埋、铸造。

待蜡型完成后，消毒根管，用牙胶封闭制备根管口。

(三)冠部的制作

铸造桩应先试戴，若固位不良或位置不合乎要求，则须重做。若桩合乎要求，则进行调𬌗、磨光，再制作冠部，其制作与简单桩冠相同。

三、铸造金属舌面板桩冠的制作

铸造金属舌面板桩冠常用于修复咬合紧、深覆𬌗、前牙牙冠唇舌径小的患牙，并可作为固定义齿的固位体。铸造金属舌面板的桩冠在固位、耐磨性等方面均优于简单桩冠(图 9-10)。

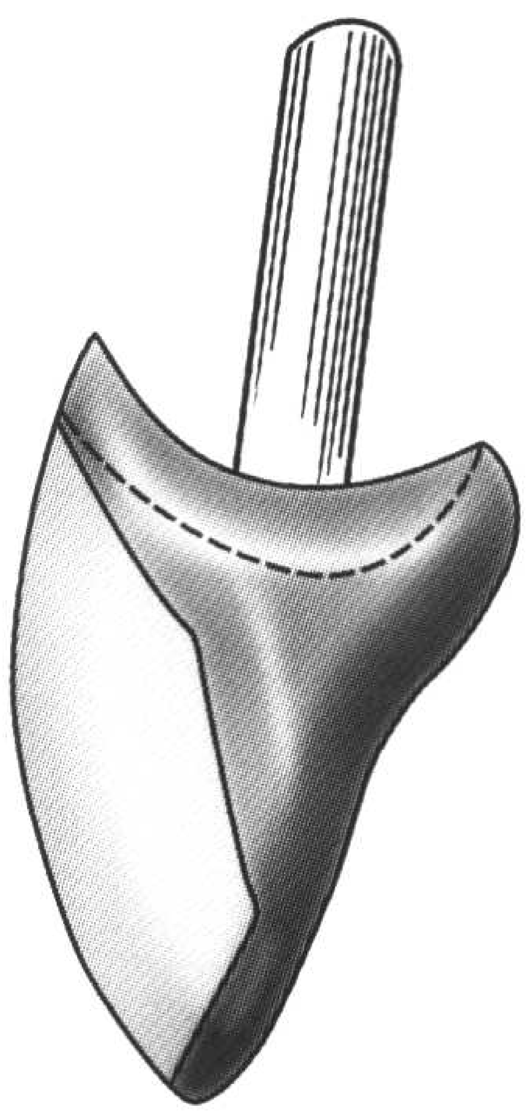


图 9-10 金属舌面板桩冠

(一)牙体制备

同简单桩冠，但根管口不做台阶。

(二)金属舌面板和桩蜡型的制作

桩的蜡型制作方法同金属基底桩冠。

1. 普通金属舌面板蜡型的制作 当桩蜡型完成后，在根管口和根面的舌侧部分加蜡。嘱患者咬合，去除多余蜡，塑制成舌面板蜡型，厚度为 0.35～0.5mm。制作固位装置，唇面应预留树脂

牙面的位置。然后取出蜡型，包埋、铸造。

2. 插入式金属舌面板蜡型的制作 插入式金属舌面板的唇面为有沟的塑料牙面或瓷牙面，舌侧为有嵴的金属舌面板，牙面由切方向龈方插入嵴内就位，沟嵴相互嵌合，使牙面与金属舌面板固定在一起，并可沿反方向取下牙面。制作时，先在根管内制作桩蜡型，再选一大小、形态、颜色适宜的插入式塑料牙面或瓷牙面，在牙面的舌面涂石蜡油，以烤软的嵌体蜡放在牙面的舌面上压紧，用热探针放在牙面的沟内，使蜡变软，再加压，将沟的形态制取清晰。修整外形，去除多余蜡，即得金属舌面板蜡型。然后将具有嵴的金属舌面板蜡型放在口内制备牙的根面上，与桩蜡型加蜡固定在一起。嘱患者做正中咬合，修整舌面外形和唇面龈缘，先取出牙面，然后从口内取出蜡型，包埋、铸造。插入式的优点是当塑料牙面或瓷牙面损坏或变色后，可以更换(图 9-11)。

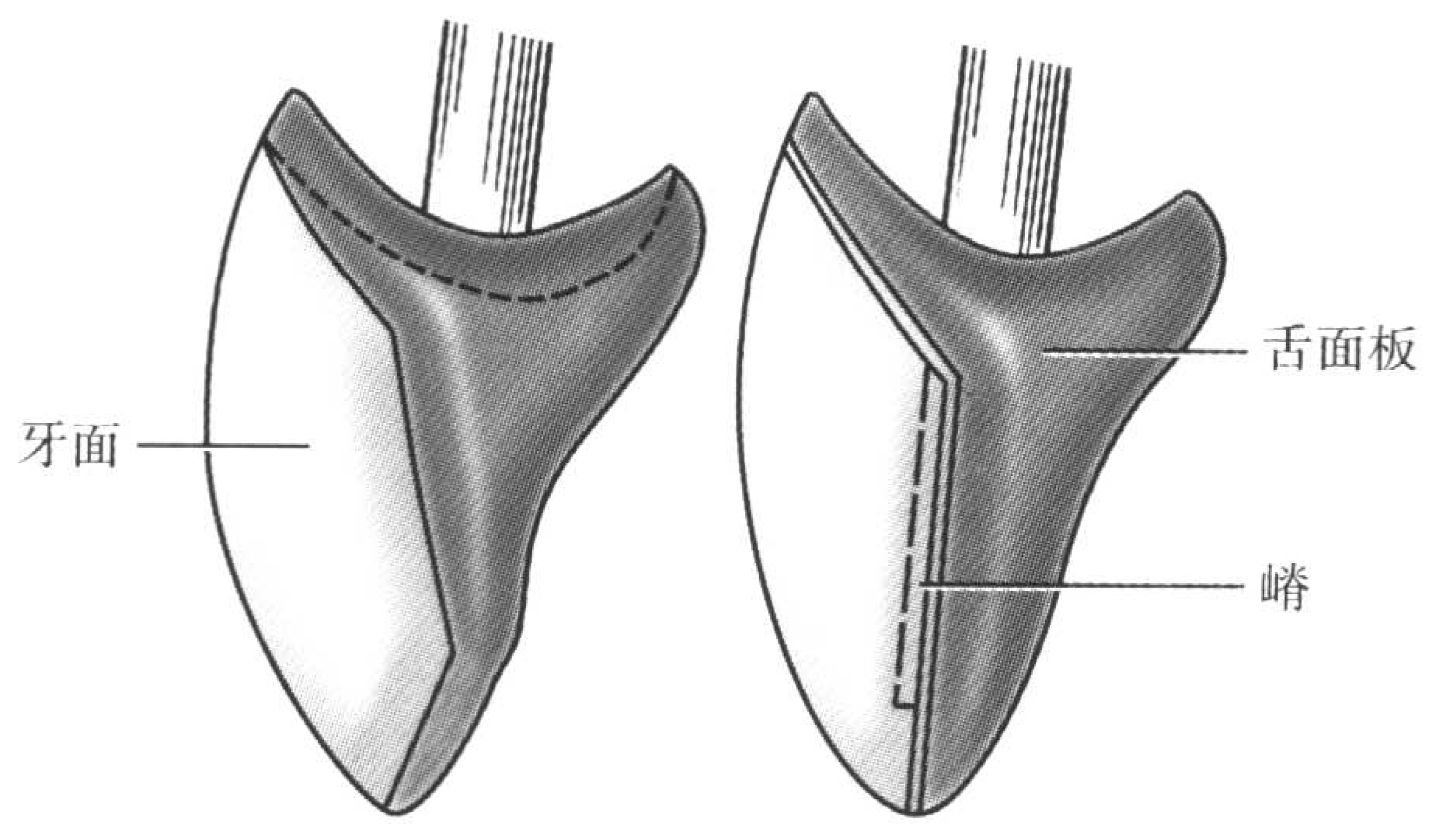


图 9-11 插入式金属舌面板桩冠

3. 冠部的制作 树脂牙面的制作同简单桩冠。插入式金属背桩冠，首先粘结桩，然后再将插入牙面粘结在金属背上。

四、整体铸造桩冠的制作

整体铸造桩冠修复可用于咬合较紧、牙根较平行的后牙。

(一)牙体制备

去除根管上端部分的充填物及磨除部分牙本质，制备后的根管必须相互平行，有共同就位道，以利修复体就位。

(二)整体铸造桩冠的制作

用蜡或自凝塑料制作根管桩和牙冠外形的蜡型。经包埋、铸造、抛光等处理后，将其粘结就位，整体修复。

由于金属铸造桩冠的机械强度高，不易碎裂和折断，故比银汞合金或复合树脂修复效果好。但由于磨牙根分叉大，可磨除的根部牙本质较少，铸造桩间又需要共同就位道，因此桩的长度受到限制，从而影响铸造桩冠的固位力。整体铸造桩冠的适用范围较窄，目前已逐渐被核桩冠所取代。

五、烤瓷桩冠的制作

烤瓷桩冠常用于修复咬合紧、深覆𬌗、前牙牙冠唇舌径小、美观要求较高的患牙。

(一)牙体制备

同简单桩冠，但根管口不做台阶。为保证桩冠颈缘的强度和美观，通常应在颈部做出肩台，唇侧肩台宽度不少于 1.0mm，邻面不少于 0.5mm。舌侧根据瓷层覆盖情况，不做全瓷层覆盖时，按铸造金属全冠颈部制备，否则也应做斜面肩台制备。

(二)烤瓷桩冠的制作

将制备好的根面及根管洗净、吹干，以小棉签涂布一薄层液体石蜡。选直径合适的嵌体蜡条，在酒精灯上烤软，塑制成形态、直径与根管相似的蜡条，在其硬固前送入根管，加压，以烤热的探针或不锈钢丝插入，使蜡与根管壁更密合，然后将根面及颈缘的蜡烫密合，冷却后取出，检查其完整性，然后再放回根管内，雕出金属舌面板或核的蜡型，其唇侧留出足够的瓷层空间。

蜡型完成后，常规安插铸道，包埋、铸造。在口内试戴，调𬌗、修整外形后按常规方法完成瓷层的熔附。试戴、上釉，抛光暴露的金属部分后粘结。

烤瓷桩冠制作较简便，但桩冠戴入后一旦出现瓷裂或崩瓷，取下修理或重做较为困难。

第六节 核桩冠的制作

核桩冠是先在制备牙上制作、完成桩冠的桩与核，粘结在患牙上后，再完成全冠部分的制作。其优点是冠修复体的选择灵活、密合度高，如冠需要重新制作，也比较容易；在异位牙改向或作为固

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

定桥固位体时容易取得共同就位道。

目前，传统桩冠，如简单桩冠、铸造金属基底桩冠、铸造金属舌面板桩冠、整体铸造桩冠等在临床的应用正逐渐减少，而核桩冠在逐渐成为桩冠修复的一个主要形式。核桩冠的制作中，除桩核的制作外，全冠的制作方法与常规全冠的制作方法相同。

一、铸造金属桩核

(一)牙体制备

1. 冠部制备　按全冠牙体制备要求，制备冠部剩余牙体组织。尽可能保留剩余的冠部健康牙体组织，将其作为核的一部分，但应消除倒凹，以利于桩核的制作与戴入。颈缘一般宜制备宽0.5～1.0mm的肩台。

2. 根管制备　同简单桩冠。根管的制备应提供桩核一定的抗旋转能力。如果制备根管的横断面呈圆形，可在根管中制备一扁形的沟槽，又称钥沟(Keyway)。核的根方应覆盖部分制备根面牙本质，使核有明确的就位，防止桩核的过度就位而产生楔应力造成牙根的纵折(图 9-12)。

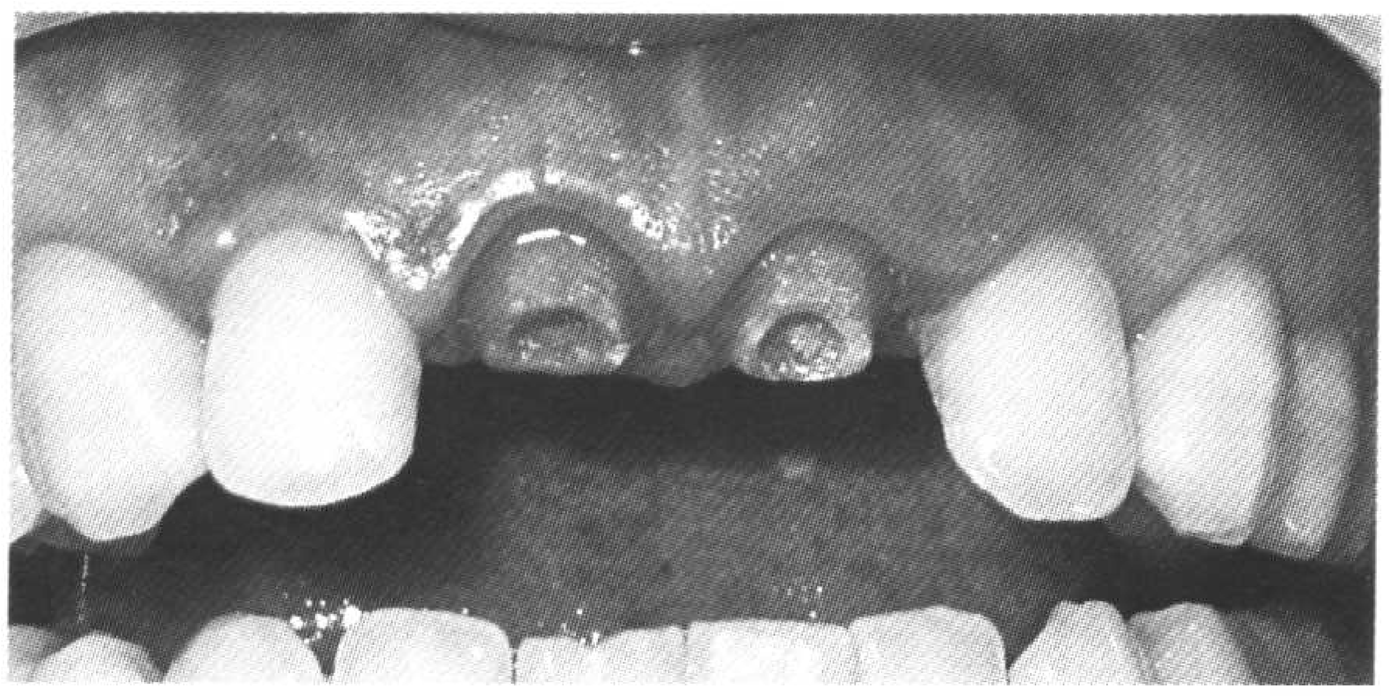


图 9-12　铸造金属桩核的牙体制备

(二)桩核的制作

1. 桩核蜡型的制作　通常有两种方法，即直接法与间接法。

(1)直接法：将制备好的根面及根管洗净、吹干，涂布一薄层液体石蜡。选直径合适的嵌体蜡条，在酒精灯上烤软，塑制成形态、直径与根管相似的蜡条，在其硬固前送入根管，加压。以烤热的探针或不锈钢丝插入，使蜡与根管壁更密合，并在根管口处加蜡。取出蜡型，检查每个蜡型的长度与完整性。如长度合适，表面完整，则再放回根管内，在剩余牙体组织上加蜡，修整成核的外形，使唇舌面龈缘处有0.5～1.0mm的肩台，再按照全冠牙体制备的要求完成核蜡型。

(2)间接法：牙体制备完成以后，取印模在工作模上制作。根管的印模由桩蜡型代替，需先在根管内形成桩蜡型，取出检查其长度和形状合适后，再放入根管内。然后在桩的冠部做固位形，使桩蜡型可以稳固地固定在印模材料内。取少许印模材料放在根面与邻牙交界的部分，使根面印模完整清晰，然后再取印模。待印模材料凝固后，顺牙齿长轴方向取出印模，这时桩蜡型牢固地固定在印模内。亦可用硅橡胶印模材料直接采取桩及牙颌印模。取印模后，用人造石灌模，并在模型上制作桩核蜡型。

2. 桩核蜡型完成后常规包埋、铸造。

3. 桩核的粘结　桩核在患者口内试戴，检查桩的固位及唇、舌面与颈缘的密合情况。金属核的长度应比邻牙切缘短2.0mm，与两邻牙之间应有一定间隙，以容纳全冠的厚度。调改咬合、粘结桩核(图 9-13)。



图 9-13　铸造金属桩核

二、预成桩核

目前常用的预成桩主要有：预成金属桩、预成纤维桩与陶瓷桩。金属预成桩由于其优越的物理、机械性能，是临床上最常用的预成桩。但其金属颜色易从半透明的陶瓷材料中透露出来，不利于全瓷冠修复的应用，近年来，预成纤维桩与陶瓷桩在临床上的应用逐渐增多。

(一)预成金属桩核

1. 预成金属桩　预成金属桩通常都具有标准化的尺寸、配套的根管制备钻及印模、蜡型用塑料桩型(图 9-14)，操作方便，可一次完成桩核的制作。

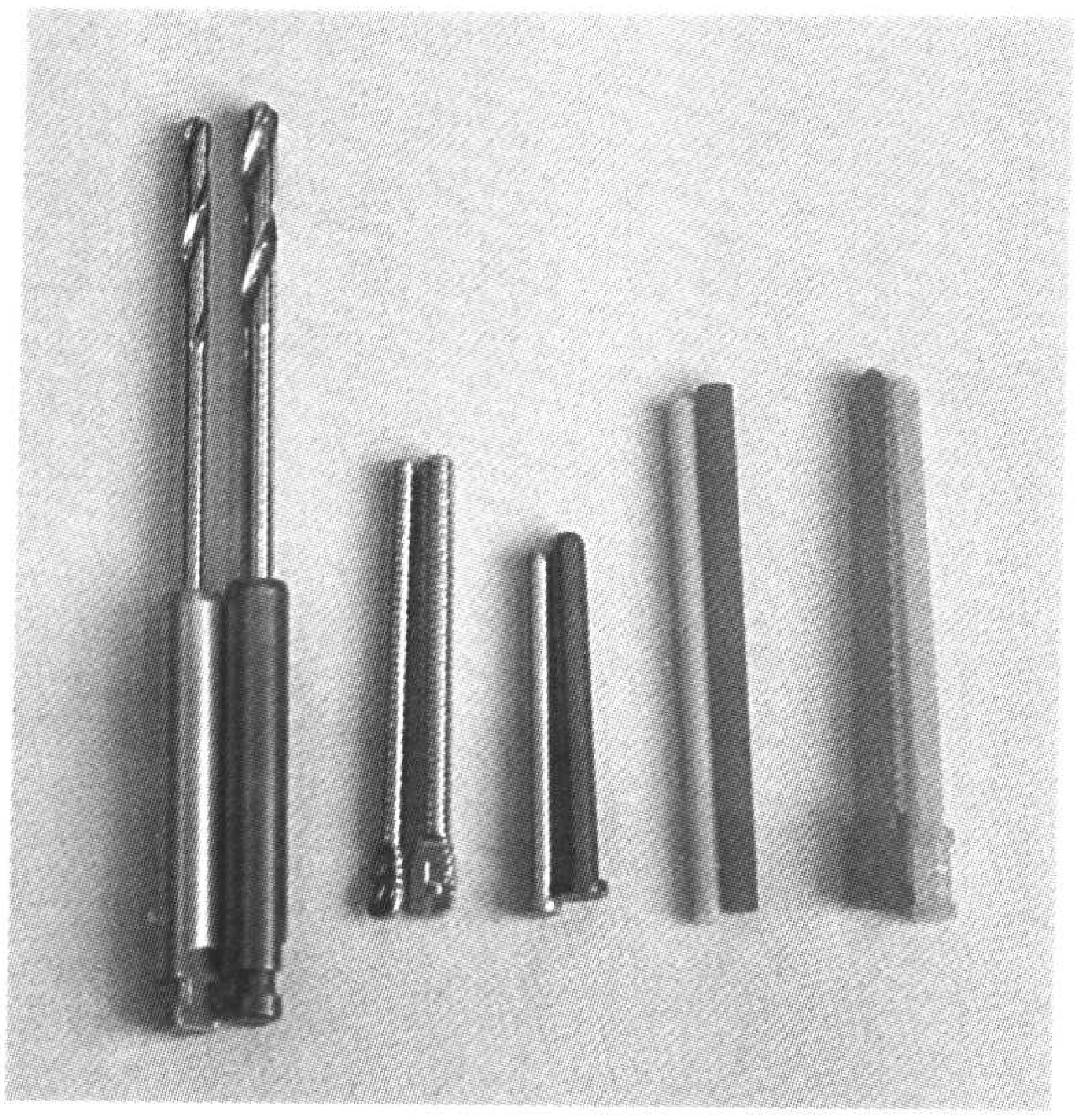


图 9-14 ParaPost 预成桩

根据预成桩的外形与表面结构，预成桩可有四种基本的形态，即光滑锥形桩、光滑圆柱桩、锥形螺纹桩和圆柱形螺纹桩。前两种主要通过摩擦力和粘结力获得固位，而后两者尚有螺纹对牙本质壁的约束固位。

光滑锥形桩与自然牙根形态较近似，根管易于制备，不易侧穿，能保留较多的牙体组织。缺点是固位力较弱，但如果桩足够长且适合性好，其固位力足以满足临床固位要求。锥形桩在戴入和行使功能中易产生楔应力，造成牙根纵折。

光滑的圆柱桩固位力强，应力分布均匀。缺点是根管制备时需磨除较多牙体组织，特别是根尖部的牙体组织，削弱了牙根的强度，增加了根折的可能性，较细的根管不宜采用。同时，粘结时易产生液体静压力，造成桩的就位不全。

锥形螺纹桩由于螺纹嵌入根管牙本质壁及锥形易产生楔力而引起牙根折裂。近年来，此型桩已有改进，如去除锥形部分的螺纹，增加平行部分的长度，增大螺距，在桩的中心开缝缓冲，与粘结剂结合使用等方法，以减少应力，增加固位。锥形螺纹桩可用于根管短、弯曲，用其他方法不能获得良好固位的牙根，一般不推荐作为单根桩冠的惟一固位手段。

圆柱形螺纹桩兼有圆柱桩与螺纹桩的优点，固位力强，适用于根管较粗大的牙根。为了减少对根管壁的压应力，这类桩也有了许多改进。去除了末端的螺纹，增大螺距，降低螺纹凸度，预制溢出沟，在桩的冠方设置固位翼，以增加桩、核固位，并且改进根管制备的钻，使制备后根管壁螺纹与桩的螺纹相匹配，将桩旋入根管同时与粘结剂结合使用，这样可减少应力，增加固位。

虽然预成桩系统的形态多种多样，目前尚没有一种预成桩系统可以适用于所有的临床情形，临床使用中，应根据患牙的具体情况选择使用。

2. 牙体制备

(1)冠部制备：同铸造金属桩核。尽可能保留剩余的冠部健康牙体组织，将其作为核的一部分。

(2)根管制备：预成桩有不同的尺寸，临床应用时，应根据X线片，选用与牙根、根管粗细相适应的预成桩。应用与预成桩配套的根管钻进行根管制备，由细至粗逐步制备。如为多根牙可同时制备几个牙根，由于各预成桩分别粘结，不要求每个制备根管均平行，但对于较细、较短的牙根，不能制备成过粗的根管，以免根管壁剩余牙本质过薄或致根管侧穿，造成失败。

3. 核的制作　通常用于制作核的材料有银汞合金、复合树脂、玻璃离子等材料。

(1)银汞核的制作：预成桩粘结后，选合适的成型圈或预成带环，修改好龈曲线，并使其𬌗缘距患牙𬌗面1.0mm左右，然后充填银汞合金。待填满成型圈后，稍加修整，1～2min后，拆除成型圈，进行外形修整和咬合调整，待银汞硬固后再做全冠的牙体制备。

(2)复合树脂核的制作：预成桩粘结后，按常规方法分层将复合树脂置于根面，分层光照固化，直至恢复所需形态即成预成桩和复合树脂核。

(3)玻璃离子核的制作：预成桩粘结后，按比例调拌玻璃离子材料，置于根面，固化，直至恢复所需的核形态。

(二)预成纤维桩

预成纤维桩是以有机聚合体为基质，连续纤维为增强相组合而成的复合材料桩。按加强纤维的成分不同，目前临床上主要有碳纤维桩、石英纤维桩、碳-石英纤维桩、玻璃纤维桩、聚乙烯纤维桩等。

纤维桩具有良好的生物相容性，其物理性能与天然牙本质相似，与金属桩相比，纤维桩不易引起牙根的折裂；纤维桩具有较高的抗疲劳性能；可

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

通过树脂粘结剂与牙本质粘结；当发生修复失败或根尖炎症时，易于从根管内去除等优点。由于纤维桩是纤维和树脂基质组成的复合材料，吸水后，其拉伸强度降低。同时由于纤维桩的弹性模量较低，受拉伸和剪切力作用时，粘结剂易崩解而产生继发龋。纤维桩与粘结性树脂的粘结能力相对较弱，但可通过机械固位装置得以改进。

实验研究发现铸造桩核与预成金属桩核最常见的折裂发生在根中1/3或根尖1/3，而碳纤维桩修复的典型折裂发生于牙颈部，剩余的牙体组织可以再修复，其原因可能是纤维桩材料具有与天然牙本质相似的弹性模量有关。临床研究显示：纤维桩修复1～6年的失败率仅为3.2%，且无一例根折发生。

1. 冠部及根管制备　同预成金属桩的冠部制备与根管制备，采用纤维桩系统配套的根管制备钻进行根管制备。

2. 纤维桩的粘结　根据根管制备的直径，选择长度、直径合适的预成纤维桩。需要调整纤维桩的长度时，应采用金刚砂切盘切割而不能用砂石磨短，否则，纤维散开而影响纤维桩的强度。采用酸蚀粘结技术，用树脂类粘结剂将纤维桩粘结在患牙根管内，纤维桩粘结的位置不应妨碍咬合，并为冠修复留出足够的空间。

丁香油可能会阻碍复合树脂的聚合，用含丁香油的根管充填材料时，丁香油可渗入牙本质小管，根管制备时若不去除这些污染的牙本质，将会干扰粘结树脂的聚合。但也有学者的研究发现根管充填材料的化学成分并不能显著影响树脂粘结剂的粘结强度。

3. 核的制作　核通常采用复合树脂材料制作，如应用碳纤维桩，由于呈黑色，暴露在口腔内的部分应采用遮色树脂覆盖，再添加树脂核材料雕塑成桩核的外形，固化处理(图9-15)。

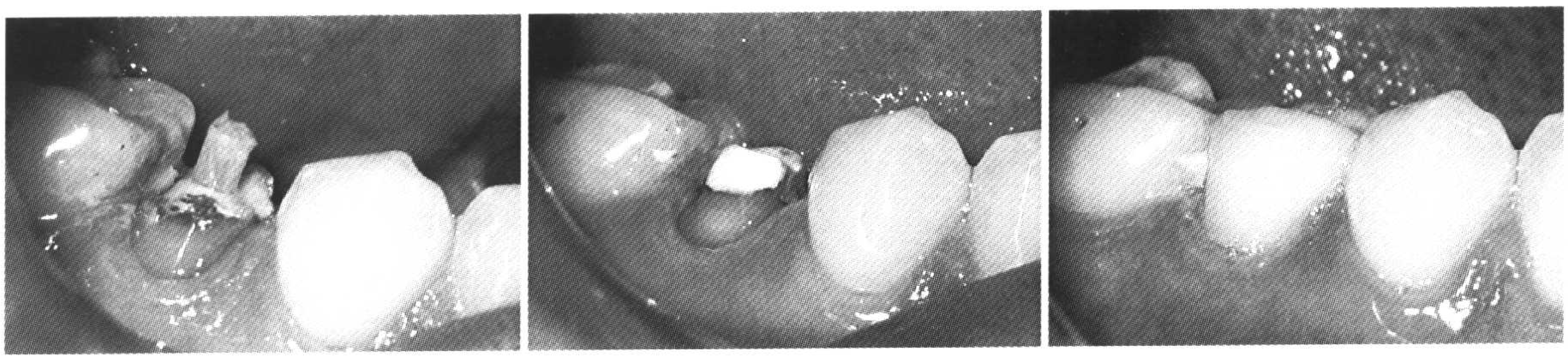


图9-15　预成纤维桩修复

(三)预成陶瓷桩与全瓷桩核

瓷桩具有良好的组织相容性和稳定性；良好的透光性；与全瓷冠匹配，修复前牙时能达到很好的美学效果。可通过树脂粘结剂与牙本质粘结，树脂和瓷均可作为核材料，且操作程序简单。但因瓷材料脆性大、韧性小，在较大外力的作用下，有时会因桩的折裂导致整个修复的失败。高弹性模量在桩核受力时不利于应力的均匀分布，易导致破坏性牙根折。由于材料硬度大，桩折裂后不易从根管内去除。

1. 瓷桩材料　传统全瓷材料的断裂强度和断裂韧性相对较低，是限制其应用于全瓷桩核的主要原因。用氧化铝陶瓷(In-Ceram)制作的桩核修复前牙，其断裂强度仅为用金属桩核修复前牙的1/3。张玉幸等比较了Celay制作的氧化铝全瓷桩核、铸造金属桩核及Parapost预成桩复合树脂核修复的根管治疗牙全冠修复后的断裂强度，在牙体制备保留2.0mm高的牙本质套圈时，Celay氧化铝全瓷桩核的强度(758.35±119.26N)可基本满足临床要求而不致发生桩核的折裂。

氧化锆(zirconium oxide)增韧陶瓷较氧化铝陶瓷有更高的断裂强度和断裂韧性。其弯曲强度是致密烧结纯氧化铝的3倍，断裂韧性是致密烧结纯氧化铝的2倍；氧化锆瓷桩因其较高的抗弯强度和断裂韧性目前已成为临床上应用最广泛的瓷桩。

2. 全瓷桩核的制作技术　当冠部剩余牙体组织较多时(通常应超过冠长的1/2)，可直接采用预成氧化锆瓷桩，粘结后用光固化复合树脂制作核外形。

目前全瓷桩核主要包括三种不同的制作技术即粉浆涂塑技术、精密复制加工技术、两段式技术。

(1)粉浆涂塑技术(slip-casting technique):粉浆涂塑技术首先于 1988 年由 Sadoun 提出,用于制作全瓷冠。1991 年 Kern 等将此技术用于全瓷桩核的制作。它是采用玻璃渗透氧化铝陶瓷材料(In-Ceram)制作一段式的全瓷桩核。

①根管制备:同铸造金属桩核的根管制备,但需在根管的冠方制备一个小嵌体洞形,以防止桩核的旋转。

②桩核的制作:将预制的塑料或金属桩就位于根管中,采用硅橡胶印模材料采取印模,翻制主模,分割代型。以专用的 In-Ceram 石膏复制代型,磨除专用代型的底部直至显现开口。切割代型表面材料,以防止烧结过程中代型材料收缩引起桩的折断。在主模上形成核的蜡型并在切端插铸道,形成主模和蜡型的硅模,去除蜡型后将专用代型就位,将两部分的硅模合拢并用橡皮圈扎紧。利用超声震荡装置形成均质氧化铝粉浆并注入硅模,待粉浆干后取出,用刀仔细修刮后涂稳定剂于核上,置于专用炉中烧烤,冷却后在主模上试戴并检查有无微裂纹。在桩核表面涂一层镧系玻璃料与蒸馏水调拌而成的混合物,将其置于铂箔上烧烤进行玻璃渗透处理。烧烤结束后,喷砂去除残余玻璃料,在主模上试戴,完成桩核。

(2)Celay 精密复制加工技术(copy-milling technique):可用于 Celay 复制加工的可切削陶瓷主要有:①长石质可切削陶瓷,如 Vita Mark Ⅱ;②可切削玻璃陶瓷,如 Dicor MGC、IPS-Empress 等;③氧化铝陶瓷,如 Procera-Allceram、Celay/In-Ceram Alumina;④氧化锆陶瓷。其中,常作为瓷桩核材料的为氧化铝陶瓷、氧化锆陶瓷及氧化锆增韧的复合陶瓷。

根管制备:同铸造金属桩核的冠部制备和根管制备。

桩核的制作:首先需要采用树脂材料制作桩核的树脂阳型。通常在翻制的代型上应用 Celay 专用的树脂材料 Celay-Tech 制作,也可在患者口内直接制作树脂阳型。将桩核的树脂阳型按要求固定在 Celay 仪的扫描室内,选择适当的可切削陶瓷固定在 Celay 仪的加工室内,复制加工出 Celay 全瓷桩核(图 9-16)。在主模上试戴合适后,经玻璃渗透处理后完成全瓷桩核的制作。

(3)两段式技术(two-piece technique):由于氧化锆陶瓷较氧化铝陶瓷有更优良的机械性能,因此正逐步应用于全瓷桩核修复中。致密烧结后的氧化锆陶瓷具有较高的强度,但烧结后其体积收缩较大,降低了其适合性,同时,对烧结后的氧化锆陶瓷桩核进行调磨也比较困难。两段式技术避免了这一问题,其基本原理是将瓷核及穿过其中的预成氧化锆陶瓷桩结合为全瓷桩核。根据桩与核结合方式的不同又分为以下两种。

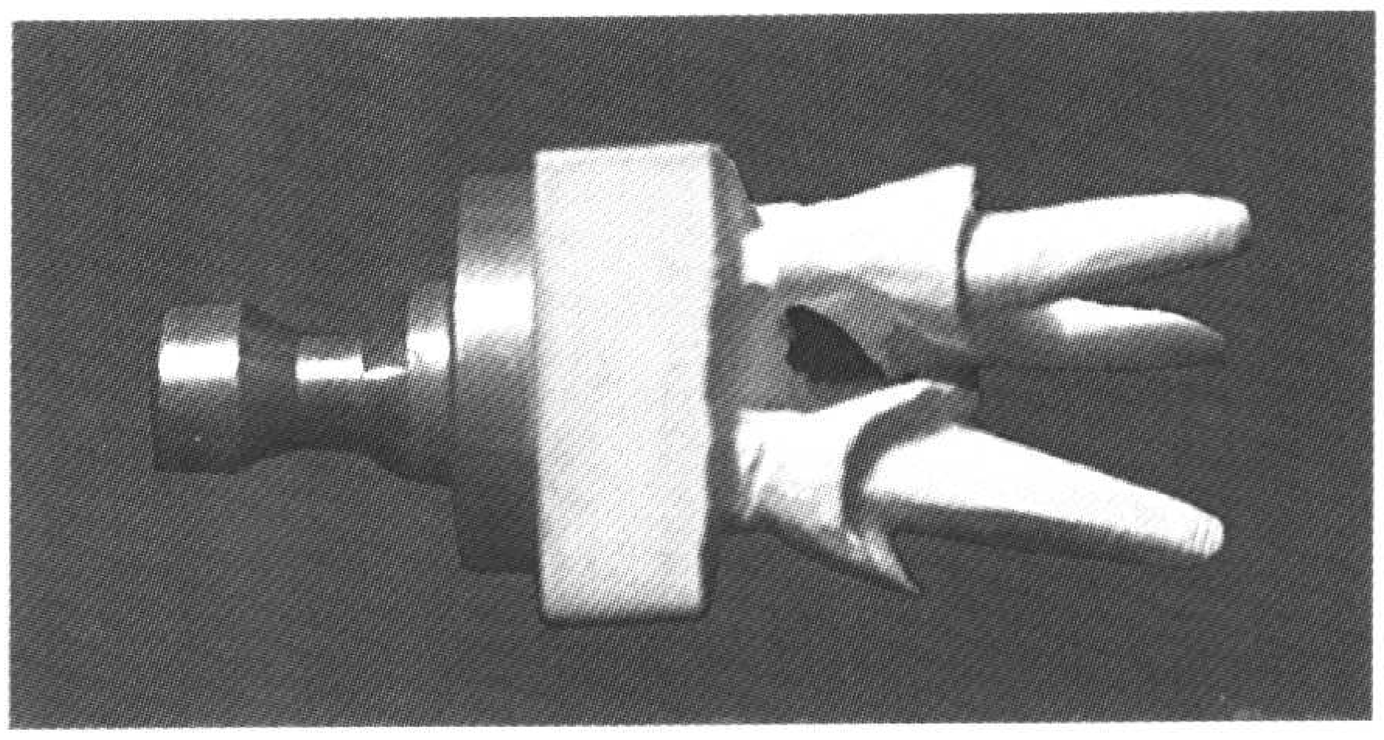


图 9-16 Celay 全瓷桩核

①粘结技术:粘结技术是应用 Celay 复制加工技术或粉浆涂塑技术制作好瓷核后再将其与预成的氧化锆瓷桩粘结成全瓷桩核。

应用氧化锆瓷桩系统专用的根管制备钻进行根管制备,以提高氧化锆瓷桩与制备根管间的密合度。根管制备后,选择相应的氧化锆瓷桩,在口内试戴。然后利用 Celay 系统专用光固化树脂 Celay-Tech 制作桩核外形,应用铝瓷材料复制加工出桩核,进行玻璃渗透处理。亦可通过粉浆涂塑法完成铝瓷桩核。将桩与核在患牙上试戴后,清洗、消毒,在预成锆瓷桩与铝瓷桩核间涂以专用粘结剂,首先让铝瓷桩核在基牙上就位,再通过铝瓷桩核中的管道将氧化锆瓷桩粘结置入根管内,最后将瓷桩过长的部分去除,完成桩核的制作。

②热压铸技术(heat-press technique):热压铸技术是将 IPS Empress 铸瓷核热压铸于穿过其中的预成氧化锆陶瓷桩上。

对冠部牙体组织及根管制备后,选择合适的预成氧化锆瓷桩或塑料桩插入已制备好的根管。采取桩在根管内的印模,在取出印模前可用自凝树脂将桩和托盘粘结,以确保将桩的位置准确地转移至模型上。在桩上涂一层凡士林或石蜡油,用超硬石膏灌注模型。在石膏模型制备体的冠外、冠内及根管内壁涂分离剂。将预成氧化锆瓷

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

桩插入根管内并确定长度。直接在氧化锆桩上制作核的蜡型。插铸道，采用 IPS-Empress 专用包埋材料包埋，在其专用炉中，将预热到1 180℃的陶瓷铸块在 0.3～0.4MPa 的压力下充满铸腔，并与氧化锆陶瓷桩结合。冷却后去除包埋料与铸道，在模型及口内试戴，完成桩核的制作。

全瓷桩核适用于对金属过敏、美观要求高、拟作全瓷冠修复的患者。由于氧化铝陶瓷桩核的断裂强度有限，粉浆涂塑技术及精密复制机加工技术制作的全瓷桩核仅适用于根管粗大且冠部剩余牙本质较多的患牙。两段式技术制作的全瓷桩核不适用于根管过于粗大且根管横截面较扁的患牙，因为预成氧化锆桩不能在这种形态的根管中获得良好的适合性。因此，瓷桩核的临床应用尚有一定的限制，在临床工作中，应根据患牙的具体情况，选择适当的桩核修复方法。

三、银汞或复合树脂桩核

(一)银汞或复合树脂桩核

此种方法适用于根管较粗大的后牙，剩余髓室有足够的深度和宽度，髓室区要有适宜的牙本质厚度，剩余牙体组织有足够的牙本质支持。

制作方法：先用圆钻磨除髓室封闭物，然后行根管制备，将根管上部牙胶去除深 2mm 左右，必要时可用圆钻或裂钻扩大根管上部的直径。如果髓室的深度和宽度不足以固位，可在适当的牙本质部位上加用固位针。最后把银汞合金或复合树脂充填到每一根管的上部，髓室和牙冠部形成一个整体的银汞或复合树脂桩核。如果髓室底太薄，则有可能在银汞充填时压力过大而穿孔折裂，此时可在髓室底用聚羧酸粘结剂做基底，以加强保护。运用复合树脂充填时，可用玻璃离子作为垫底材料，并同时使用酸蚀技术和牙本质处理剂及粘结剂，以增强树脂与牙体组织的粘结强度。

(二)针-银汞合金核

此种设计一般适用于剩余牙体组织有足够的牙本质支持，牙根短、弯曲、根管钙化闭锁或根管内有异物无法取出，妨碍桩的制作。活髓牙常用针固位的银汞核。针-银汞合金核的固位较差，临床应用中应特别避免过度的殆力。

1. 固位针的应用　一般采用自攻螺纹针或粘结针。

(1)针的数目：根据牙体缺损大小、部位等不同情况而决定针的数目。一般每缺失一个牙尖或一侧的边缘嵴，应使用 1 个固位针，1 个牙不超过 4 个针，理想的针间距离约 5mm，至少不小于 3mm。

(2)针的位置：针道通常应放置在牙体表面至髓壁间 1/2 处。首选的位置在牙根面近中颊、舌轴角和远中颊、舌轴角处。针道深度应达釉牙本质界或牙骨质界至少 0.5mm 的牙本质内。针道底剩余牙本质至少厚 0.8mm。

如果准备做部分冠，则针不能置于近远中面的中部，否则沟的制备将暴露针固位体。如果准备做 PFM 冠，则针应保证颊侧肩台区的清晰，且在牙体制备时不会暴露。

通常成型片可用于银汞核的成型。但如果牙体缺损大，则应采用铜圈或正畸带环，以防止牙体制备前银汞核的折裂。

2. 针对银汞合金的影响　针在银汞合金内的长度达到 2mm 时，可有充分的固位和较小的应力，针太长太粗并不会明显增加固位，却可产生较大的应力，而导致核折裂。针的数目多也可引起牙体和银汞合金的抗折强度降低。

四、铸造多桩桩核

多桩桩核有两个或两个以上的桩，一般多用于后牙。

(一)整体铸造多桩桩核

磨牙牙根多数是不平行的，制作整体铸造桩核有一定的难度，如只利用一个根管，桩核固位就要受到影响，且牙根易受侧向力的影响而发生根折。对这类牙的修复，制备时可选择一个较直的、粗的牙根作为主根管，而其他牙根作为副根管。主根管放置长度合适的桩，起到主要固位作用；副根管可放置较短的桩，主要是引导就位和防止桩核的扭转。按常规方法制作蜡型，铸造、粘结。

(二)分段式铸造多桩桩核

如果后牙牙根分叉较大，可分别制备各根管达一定深度，先制作一个根桩和部分核的蜡型，再在其基础上制作另一个桩及另一部分核的蜡型，铸造完成。粘结时，两个桩核分别就位，叠合成完整的核形(图 9-17)，然后在其上制作全冠修复体。

目前，在多根管的后牙中，铸造金属桩核的使

用逐渐减少。由于预成金属桩在多根管的后牙的应用中，可以单独粘结，不需要考虑根管方向的一致性，而且可以一次完成桩核的制作，因此预成金属桩的应用正逐渐增加。

五、全冠的制作

各种类型的全冠均可用于核桩冠修复，其制作方法同全冠的制作。

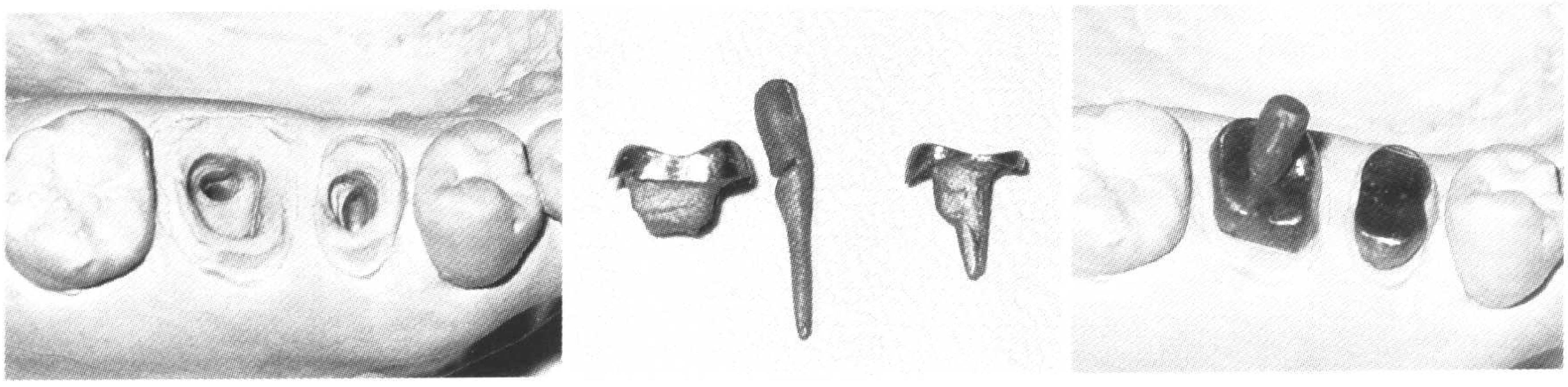


图 9-17　分段式多桩桩核

第七节　桩与桩冠的粘结

根管制备完毕，完成蜡型，或试完桩核至最后粘结之前，患者的根管应处于封闭、消毒状态。通常是放 75%乙醇棉球，以牙胶暂封。桩冠粘结前，应对根管做严格消毒处理。通常是用 75%乙醇消毒。

一、粘结剂的选择

磷酸锌粘结剂、玻璃离子粘结剂、聚羧酸锌粘结剂和树脂粘结剂等均可用于桩冠的粘结。

传统的磷酸锌粘结剂作为一种常用的粘结剂已使用了几十年，且非常成功。其主要缺点是磷酸锌粘结剂在口腔唾液中即可溶解且缺乏真正的粘结性。

聚羧酸粘结剂据报道在循环载荷下有塑性变形发生，因而其固位力可能低于磷酸锌粘结剂和玻璃离子粘结剂。

玻璃离子粘结剂需要几天甚至几周的时间才能达到其最大强度，因此并不适合于桩的粘结。在桩粘结后，对核的修整及牙体制备均可造成桩的振动，削弱粘结剂膜，最终造成桩的松动、固位丧失。

树脂改进型玻璃离子粘结剂可用于桩的粘结，但这种材料吸水，随着时间的延长而逐渐膨胀。过大的膨胀，可能会造成牙根的纵折。

树脂粘结剂基本不溶解，可提供较好的固位。多数研究表明，树脂粘结剂的固位力优于以上其他三种粘结剂，且较少发生微渗漏。复合树脂粘结剂产生的固位力是磷酸锌粘结剂的 1.5～2 倍。

对于有足够机械固位的桩，磷酸锌粘结剂仍作为首选，机械固位较差者，可选用树脂改良型玻璃离子或复合树脂粘结剂。预成桩与根管间有时难以匹配，密合度欠佳，对于宽大的根管，通常建议采用树脂粘结剂以增进固位并增强牙根的抗折能力。

和所有的羟基类化合物一样，丁香油具有清除污物的特性，但它可阻碍复合树脂聚合，从而影响树脂类粘结剂的粘结效果。采用含丁香油的根管充填材料时，其中的丁香油可能会渗入根管壁牙本质，若根管制备时不去除这些污染的牙本质，可能会干扰粘结树脂的聚合。但对于这种影响是否具有临床意义，尚存在争论。

二、桩、桩冠与根管的处理

(一)桩与桩冠的处理

金属桩与桩冠在试戴满意后，应仔细清洗，去除油污、残留的抛光剂及切割碎屑。用 75%乙醇消毒、吹干。有条件者可用超声清洁器处理 5min，以暴露出金属洁净面。若桩的固位不良，可做如下处理：

1. 粘结面喷砂处理，用 80 目石英砂在 0.2～

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

0.4MPa 压力下喷砂，去除金属表面沾染物。

2. 金属表面激活剂、偶联剂的使用，可改善粘结剂对金属的粘结力。

3. 若桩与制备根管十分密合，特别是圆形柱桩，粘结前可在桩表面制备一纵向溢出沟，以利于多余的粘结剂排溢，防止桩冠就位不全，抬高咬合。

对氧化锆瓷桩的粘结目前尚不能获得满意的效果。由于氧化锆瓷中长石含量少，所以能增强树脂与传统长石质瓷材料粘结性能的氢氟酸酸蚀和偶联剂处理，均不能使树脂与氧化锆瓷达到满意的粘结强度。有研究发现在石英砂喷后使用硅烷偶联剂的基础上应用改良的含有磷酸单体的粘结剂(Panavia)可获得满意的树脂-氧化锆陶瓷粘结效果。

(二)根管与根面的处理

1. 清洗消毒　去除表面粘着物或暂时粘结剂，去除污染的牙本质碎屑，将根管与根面冲洗干净。以棉球或橡皮障隔湿，用 75%乙醇消毒，热空气干燥。

2. 使用树脂类粘结剂　粘结桩或桩冠时，对根管及根面牙本质可使用牙本质粘结剂，以增进桩与桩冠的固位，并增强牙根的抗折裂能力。

三、粘　　结

在桩的粘结过程中，由于液态静压的产生，应力增加。此液体静压可造成桩的就位不全及牙根的折裂。圆锥形桩由于其自身的形态，易于粘结剂从其表面溢出。粘结剂的使用方法对桩的固位也具有很大的影响。Fakiha 等用磷酸锌粘结剂粘结铸造金属桩核，分别采用 4 种粘结方法：①仅将粘结剂置于桩上；②用螺旋输送器将粘结剂导入根管，同时桩上放置粘结剂；③粘结剂注射进入根管，桩上放置粘结剂；④粘结剂注射进入根管，并用螺旋输送器导入处理，桩上放置粘结剂。对上述 4 种方法的固位力分别进行测试，结果发现，采用第 4 种方法所产生的固位力最大，而仅将粘结剂放置到桩上的固位力最小。因此，实际操作中应尽量使粘结剂均匀分布到根管壁和桩上，以获得最大的固位力。

桩或桩冠就位后，应用手指加压或用木棒轻轻敲击加压，后牙则可在殆面垫一棉卷，让患者紧咬。然后去除棉卷，仔细检查桩冠边缘，确定完全就位后，再持续加压 3～5min。若用树脂类粘结剂，桩冠就位后用小棉签、探针或牙线将多余粘结剂立即刮除，并仔细清理龈沟与邻间隙。

桩冠的粘结受到诸多因素的影响。桩冠粘结前应对根管壁进行处理，以去除污染的牙本质，粘结时应尽量使粘结剂均匀分布到根管壁和桩上，且应有适宜的厚度和恰当的粘结方法，方可达到理想的粘结效果。

第八节　桩冠修复后可能出现的问题

桩冠修复 10 年的成功率约为 85%。Hatzikyriakos 等对 154 个桩核的研究显示：铸造桩核 3 年的成功率为 93%，预成桩核的成功率为 89.9%。Mentink 等报道：预成桩核作为基牙 4.4 年的成功率为 88%，作为单冠 9.6 年的成功率为 82.5%。6 年的临床研究表明：2 位学者对铸造桩核研究的成功率为 87.2%～88.1%，1 位学者对预成桩核研究的成功率为 86.4%。桩冠修复后失败原因主要为固位丧失与根折。桩的末端在根的冠 1/3、桩为自攻螺纹桩、圆锥形铸造桩的失败率较高。

一、桩冠松动、脱落

桩冠的松动、脱落是桩冠修复失败的主要表现之一。桩冠在永久粘结后，出现桩冠对牙根的相对运动，对桩冠的切殆面加压时边缘有液体溢出，或桩冠可直接取下等。其主要原因如下：

1. 桩固位不足，如冠部剩余牙体组织过少、桩长度过短、桩的锥度过大、桩与制备根管不密合等。

2. 核桩冠修复中全冠的固位不足，如殆龈径过短、聚合度过大、全冠不密合等。

3. 创伤殆、殆力过大，殆力集中，侧向力过大。

4. 粘结失败，如粘结材料选用不当，粘结剂失效，根管及桩粘结面未清洗干净，干燥不彻底，油剂、唾液污染，核桩冠在桩核粘结时，粘结剂尚未完全结固就进行全冠的牙体制备等。

5. 牙根纵折使桩冠丧失固位和支持。

桩冠一旦松动，应尽早取下修复体。仔细分析桩冠松动、脱落的原因，如为设计、制作的原因应重制作；如因创伤𬌗所致，应磨改调𬌗后重新粘结；如因粘结失败，可去除残留粘结剂，粘结面做常规处理，选用适当的粘结材料重新粘结；如根管呈喇叭口状，或桩与制备根管不密合，可在清除陈旧粘结剂、清洗干燥后，以树脂类粘结剂粘结；如为牙根纵折造成，则可能需要拔除牙根，再行修复。

二、根　　折

根折通常有根尖的折裂和牙根的纵折。根尖折裂有时无明显的临床表现，而难以发现，有时因咬合无力、疼痛或修复牙松动而被发现。牙根纵折通常表现为桩冠的松动、脱落。

造成根尖折裂的主要原因是根管的过度制备。根管制备超出了正常范围，造成根管壁薄弱，而应力变大集中在根尖区，易致牙根折裂。特别是采用圆柱桩时，根尖处剩余牙本质薄弱，易导致根尖折裂。一般要求在根管制备后，应有 1mm 以上的根管牙本质存留。

造成牙根纵折的原因很多，如适应证选择不当、根管过度制备、桩冠的设计不当、粘结不当等均可造成牙根的纵折。由于龋坏等原因造成牙根根管壁过薄，桩冠修复后，在𬌗力作用下易致牙根的纵折；圆锥形桩与牙根形状相似，似楔子，在戴入与功能过程易产生较大的楔应力，而致牙根纵折；在粘结桩期间，过度粘结压力或桩选择较粗与根管壁贴合太紧，则粘结力也可能引起牙根的纵折；在拧进螺纹桩时，若带有粘结剂迅速拧紧桩，则此时产生较大的内应力，可导致牙根纵折。

防止根折的设计包括：

1. 牙体制备时，尽量保存冠部剩余牙体组织，根据选择的桩材料的物理、机械性能，选择直径最小的桩。

2. 避免使用锥度大的圆锥形桩，以免桩的楔入作用，造成牙根纵折。

3. 牙本质套圈的应用。全冠的边缘应置于健康的牙体组织上，不能直接置于核上，以增强牙齿的抗折能力。

4. 树脂类粘结剂的应用。使桩与牙根粘结为一功能整体，有利于功能应力的传导与分布，增强牙根的抗折裂能力。

除较小的根尖折裂可通过根尖手术切除外，桩冠修复牙发生根折一般需要拔除，再行修复治疗。牙根纵折时，如折裂片局限于牙颈部，亦可拔除折裂片后，重新进行根管制备，做桩冠修复。

三、根尖周感染

桩冠修复后短期内出现咬合痛，多是由创伤𬌗引起。患者有咀嚼痛伴有叩痛，发病病程不长，创伤性牙周炎不严重，通过调𬌗，症状就会很快消失。调𬌗时应根据正中𬌗及非正中𬌗的早接触仔细磨改。如调𬌗在桩冠上进行，调𬌗后应磨平、抛光。如咬合过高而调𬌗有困难时，或是因粘结时桩冠未完全就位者，应拆除桩冠重新制作。

桩冠修复一段时间后出现咬合痛，应结合触诊、叩诊和 X 线片检查，确定是否有创伤性牙周炎、根尖周炎、根管侧穿、外伤性或病理性根折等。然后，针对病因进行治疗，如调𬌗、牙周治疗或拆除重做和拔牙等。

桩冠修复后出现的根尖周感染，如固位良好，铸造桩不易拆除者，可先做理疗，或根据病情做尖周刮治或根尖切除等手术治疗。

四、桩冠破裂、折断

桩冠修复后可能出现破裂、折断等现象。其原因是多方面的：①外伤，如受外力、咬硬物；②材料因素，如桩强度不足、瓷的脆性较大、树脂强度较低等；③制作因素，如局部棱角锐边，应力集中处易折断以及铸造桩内部有砂眼等；④𬌗力过大，在深覆𬌗、咬合紧，存在创伤𬌗时，容易出现折断等。

对于牙冠折断的桩冠，如桩固位良好不易拆除，可将残留树脂牙冠制备成核，然后做全冠修复。

陶瓷桩冠或核桩冠冠部瓷体的折裂、缺损，可用氢氟酸溶液酸蚀断面 1～2min，冲洗吹干后，在口内添加光固化复合树脂恢复外形，也可在瓷层做小的固位洞形，以增加树脂材料的固位。树脂冠的折断可用氯仿溶胀后，添加复合树脂修理，仔细调𬌗。

五、塑料冠变色、磨损与脱落

塑料桩冠因材料本身的老化，表面发生细小

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

裂纹，色素的渗入和污染，本身颜色变成灰黄、灰褐色。因塑料耐磨性能低，冠表面可出现凹陷性横纹。复合树脂材料如因抛光不良或磨损，表面粗糙也会使食物色素沾染而染色。复合树脂与金属结合强度有限，若两者界面处理不好，容易在金属树脂界面上脱落。

塑料桩冠出现上述现象时，应拆下重做。如取桩困难，也可清除残留塑料后，以盐酸或硝酸处理金属表面，冲洗干燥后，重新用光固化树脂恢复牙冠外形；或用成品牙面，以自凝塑料成形，口内磨光完成。

六、桩及桩冠的拆除

桩冠如出现松动或无法修补的破损，应拆除重做。一般无创伤地拆除桩冠较为困难。较实用的取桩方法用高速涡轮机在桩的冠方四周切割出一道窄沟，和使用超声对桩进行震动，使粘结剂崩解。

用高速涡轮机在桩周围制备环形沟，去除桩周围粘结剂和牙本质阻力，可降低桩冠拆除时牙根折裂的可能性。用高速涡轮机去除桩上的残留树脂和根面固位盘，用细裂钻在桩的四周紧贴桩向根尖方向磨出一小缝隙，到达一定深度后，以小根尖挺或小骨凿等小器械插入制备的缝隙内，从不同方向慢慢撬松桩，以止血钳或持针器夹住桩慢慢取出。

用特制取桩钳较为方便，方法同前，先磨除残留树脂及桩周围一小部分粘结剂，将取桩钳的喙支在根面上，旋紧尾部螺丝夹紧桩的根外段，并徐徐转动螺丝，慢慢把桩拔出。超声震动可通过破坏粘结剂的封闭使桩容易被取出，其脱位力可以减少50%。有报道认为大部分桩应用超声震动可在10～15min内安全成功地取出。然而，超声波作用在桩上，即使用最大的水流降温，仍有可能伤到牙周膜；超声方法较机械方法取桩所花费的时间较长，且在根管壁及牙本质内形成较多裂纹。临床应用时应加以注意。

若根管内段桩固位良好，根外段长度允许时，可在桩的根外段上采用复合树脂制作核后，全冠修复。由于桩及桩冠的拆除困难，此方法保守、简便，修复效果较好。

（陆支越）

参 考 文 献

1 张玉幸，陆支越，王科力，等．CELAY全瓷桩核强度的研究．华西口腔医学杂志，2002，20：39－41

2 Caputo AA，Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago，Illinois，1987

3 Nergiz I，Schmage P，Ozcan M，*et al*. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil，2002，29(1)：28－34

4 Fernandes AS，Shetty S，Coutinho I. Factors determining post selection：a literature review. J Prosthet Dent，2003，90(6)：556－562

5 Manning KE，Yu DC，Yu HC，Kwan EW. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth Part I：Basic theoretical concepts. J Can Dent Assoc，1995，61：685－695

6 Guzy GE，Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without Endopost reinforcement. J Prosthet Dent，1979，42：39－44

7 Lu ZY，Zhang YX. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of root canal treated maxillary central incisors J Prosthet Dent，2003，89(4)：368－373

8 Assif D，Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent，1994；71：565－567

9 Holmes DC，Diaz-Arnold MD，Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent，1996，75：140－147

10 Libman WJ，Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont，1995，8：155－161

11 Morgano SM. Restoration of pulpless teeth：application of traditional principles in present and future contexts. J Prosthet Dent，1996，75：375－380

12 Hochman N，Zalkind M. New all-ceramic indirect post and core system. J Prosthet Dent，1999，81(5)：625－629

13 Smith CT，Schuman NJ，Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems：a guide for the restorative dentist. Quintessence Int，1998，29(5)：305－312

14 Dammaschke T，Steven D，Kaup M，*et al*. Long-term

survival of root-canal-treated teeth: a retrospective study over 10 years. J Endod, 2003, 29(10): 638—643

15 Altshul JH, Marshall G, Morgan LA, *et al*. Comparison of dentinal crack incidence and of post removal time resulting from post removal by ultrasonic or mechanical force. J Endod, 1997, 23(11): 683—686

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第10章 Chapter 金属固定义齿修复

固定义齿（fixed prosthesis）又称固定桥（fixed bridge），是利用缺失牙两端或一端的天然牙作为基牙，在基牙上制作固位体，并与人工牙连成一整体，通过粘结剂粘结在基牙上，以恢复缺失牙的形态和功能，患者不能自行取戴。

与可摘局部义齿相比，固定桥承担的𬌗力主要由基牙的牙周支持组织所承担。因此，固定义齿在行使功能时，固位、稳定、支持作用好，能充分恢复因缺牙而丧失的部分咀嚼功能；固定桥修复后的形态与原天然牙的大小近似，无异物感，适应性好，不影响舌的正常功能活动和发音；同时，固定桥通过粘结剂粘结在基牙上，不需要摘戴，使用方便。但固定桥修复须切割基牙牙体组织的量比较多，患者不能摘下义齿予以清洁，因此在制作时必须确保义齿便于进行口内清洁，并具有良好的自洁作用，否则易产生继发龋或牙周疾病。义齿粘结后，修理或调整比较困难，多须拆除固定义齿，重新制作。固定义齿的适用范围有限，一般只适用于少数牙缺失或间隔缺失、邻牙有足够的支持和固位能力者。

常用于制作固定义齿的材料有金属、树脂和陶瓷材料。树脂和陶瓷材料的色泽与天然牙近似，可用于牙列中各部位牙列缺损的修复，而金属材料仅能用于后牙缺失的固定义齿修复，且其应用也在逐渐减少。本章主要介绍金属固定义齿组成、设计及制作。

第一节 固定义齿的组成和类型

一、固定义齿的组成

固定义齿（固定桥）是由基牙、固位体、桥体和连接体四个部分组成（图 10-1）。

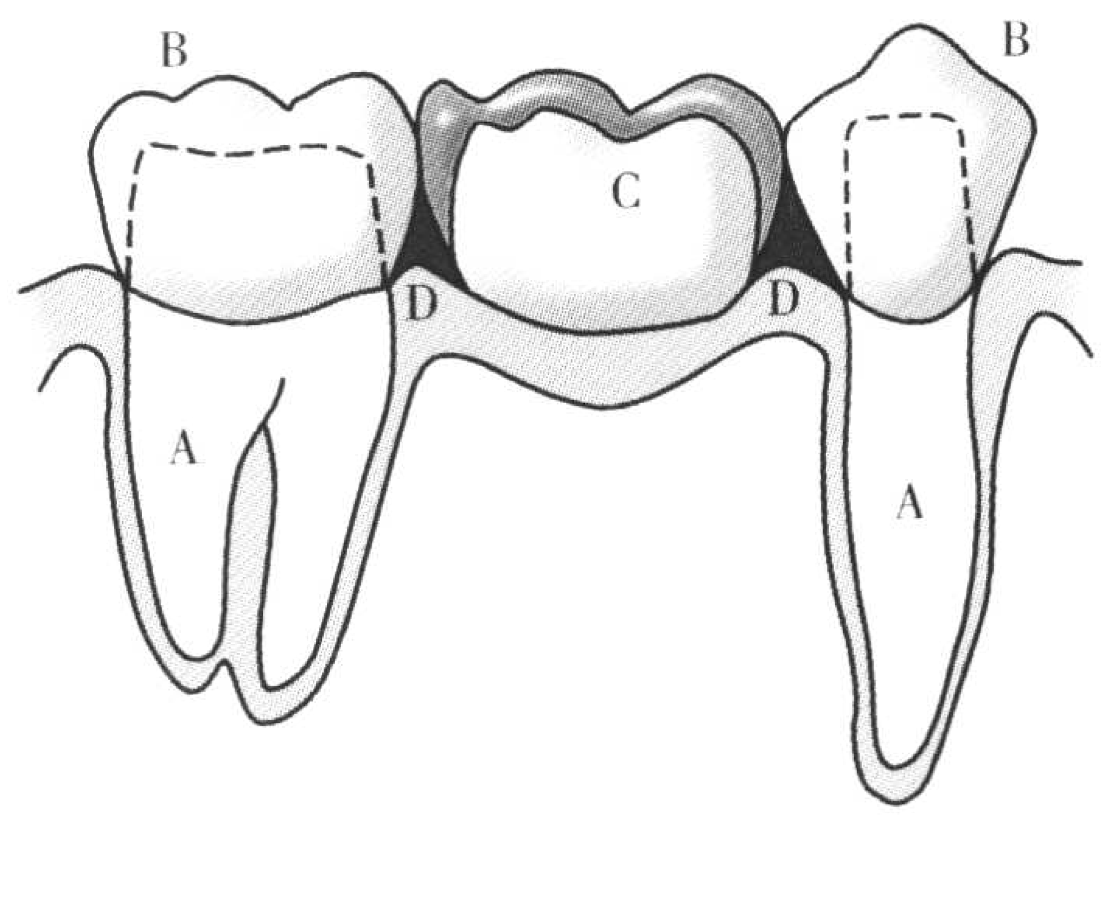


图 10-1 固定桥的组成

A. 基牙；B. 固位体；C. 桥体；D. 连接体

（一）基牙（abutment）

基牙是用以支持固定义齿的天然牙或植入颌骨内的种植体，基牙是固定义齿修复的基础。固定义齿所承担的𬌗力，包括基牙本身及缺失牙的𬌗力全部通过基牙牙周组织传递至颌骨上，因此基牙必须能够额外承担缺失牙的𬌗力。

（二）固位体（retainer）

固位体是指粘结于基牙上的嵌体、部分冠、全冠、桩冠等，它通过连接体与桥体相连接，使固定义齿获得固位。桥体所承受的𬌗力通过固位体传递至基牙的牙周支持组织，使固定义齿的功能得以发挥。固位体应具有良好的固位作用，能抵抗咀嚼时产生的各方向外力，而不致松动、脱落。

(三)桥体(pontic)

桥体即人工牙,是固定义齿修复缺失牙形态和功能的部分。桥体的两端或一端与固位体相连接,并借固位体将殆力传导至基牙上,以达到恢复缺失牙生理功能的目的。制作桥体的材料应符合美观的要求,近似于天然牙的色泽;不刺激口腔软组织;并具备一定的机械强度,能承受殆力而不致发生固定义齿的变形和破坏。

(四)连接体(connector)

连接体是固定义齿桥体与固位体之间的连接部分。根据其连接的方式不同,可分为固定连接体(rigid connector)和活动连接体(non-rigid connector)。前者是用整体铸造法或焊接法形成;后者则是通过桥体上的栓体与固位体上的栓道相嵌合,形成活动栓道式关节。

二、固定义齿的类型

临床上,根据固定桥的结构不同可分为:双端固定桥(rigidly-fixed bridge)、半固定桥(semi-fixed bridge)、单端固定桥(cantilever fixed bridge),以上为固定桥的三种基本类型。采用两种或三种基本类型联合制成的固定桥称为复合固定桥(compound fixed bridge)。

除上述几种结构类型的固定桥外,还有其他一些特殊结构的固定桥,如种植固定桥(implant fixed bridge),固定-活动联合固定桥(fixed-removable combined bridge)和粘结固定桥(adhesive fixed bridge)等。

(一)双端固定桥

双端固定桥又称完全固定桥,其两端都有固位体,且固位体与桥体之间均由固定连接体相连接。当固定桥粘结后,基牙、固位体、桥体连接成一个固定的整体,固定桥所承受的殆力,全部通过两端基牙传递至基牙牙周组织。双端固定桥的基牙可承受较大的殆力,且两端基牙所分担的殆力也比较均匀,是固定桥中最理想的一种结构形式,也是临床所广泛采用的一种固定桥形式(图 10-2)。

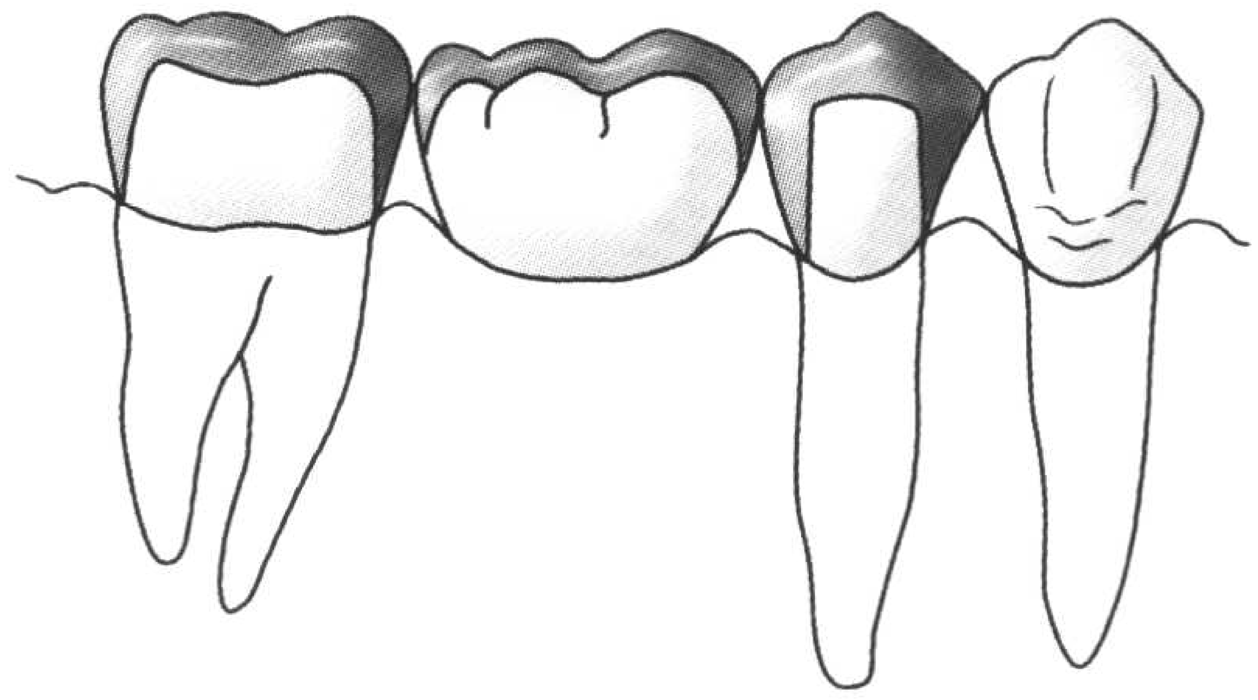


图 10-2 双端固定桥

(二)半固定桥

半固定桥又称为应力中断式固定桥(broken-stress bridge),它的两端均有固位体,桥体的一端由固定连接体与固位体相连接,另一端由活动连接体连接。活动连接体在桥体的部分制成栓体,嵌合于基牙固位体上的栓道内,形成有一定动度的活动关节(图 10-3)。以往认为当桥体正中受到垂直向殆力时,固定连接端的基牙所受的力大于活动连接端的基牙,殆力通过活动连接端的连接体使应力得以分散和缓冲,而固定连接端基牙则承担较大殆力,因此建议用于缺牙区一端基牙牙周条件较差的情况。目前,对此观点尚有争议。但对于基牙倾斜度较大、两侧基牙不易取得共同就位道的病例,半固定桥的使用有一定的优越性。

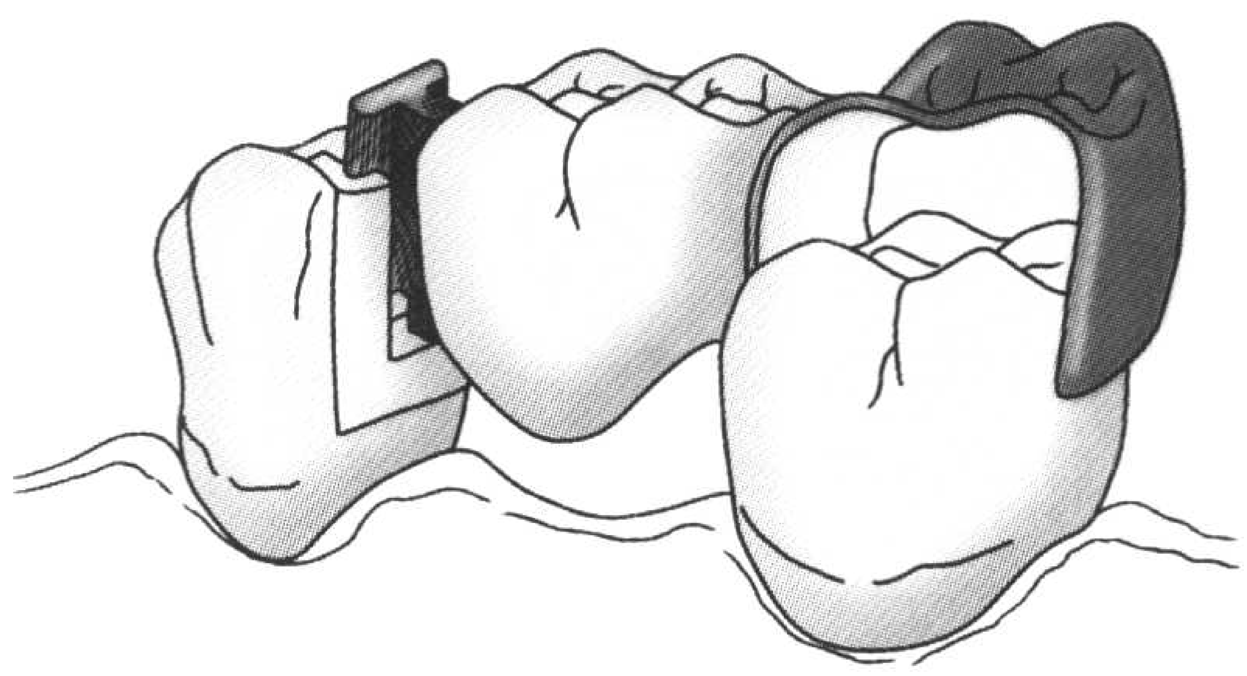


图 10-3 半固定桥

(三)单端固定桥

单端固定桥又称悬臂固定桥,此种固定桥仅一端有固位体,桥体与固位体之间由固定连接体相连接,另一端无基牙支持(图 10-4)。固定桥粘结在一端基牙上,桥体受力时由该端基牙承担全部殆力。单端固定桥在桥体受力时,会以桥体为力臂,基牙为旋转中心产生杠杆作用而使基牙产生扭转和倾斜,容易造成基牙的牙周损害或固位体的脱位。因此,临床上仅在缺牙间隙较小、承受殆力小,而基牙又有足够的支持力和固位力时,方可采用单端固定桥修复。在设计和制作中应注意减轻对基牙不利的杠杆作用力,适当增加基牙数目。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

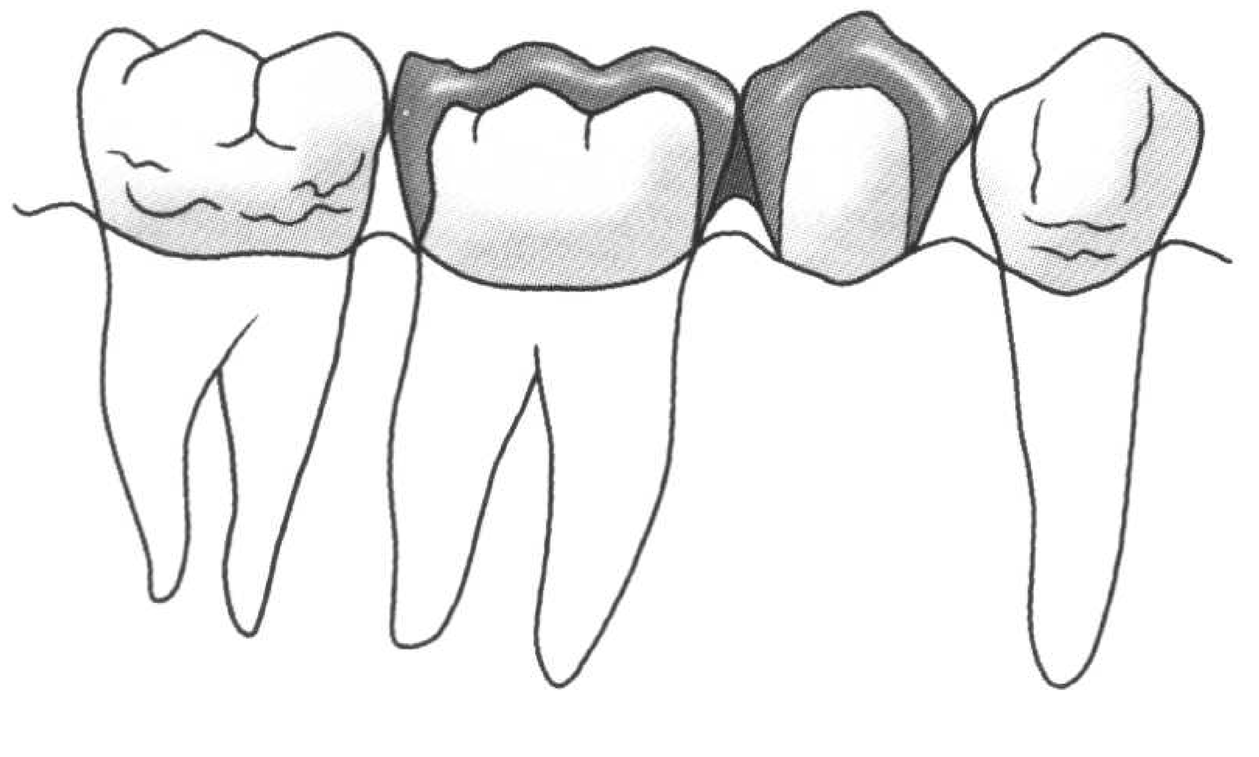


图 10-4　单端固定桥

(四)复合固定桥

复合固定桥由以上两种或三种基本类型的固定桥组合而成，一般包括 4 个或 4 个以上的牙单位，且常包括前牙和后牙。因而在咀嚼功能运动中，各基牙的受力反应多不一致，有时可能相互支持而有利于固定桥的固位和支持；有时也有可能使其固位和支持受到影响。复合固定桥因所含基牙数较多且分散，临床上应特别注意基牙间共同就位道的获得(图 10-5)。

(五)种植固定桥

种植固定桥是利用骨内种植体作为固定桥的基牙，以修复牙列缺损。种植固定桥可用于牙列末端游离缺损，通常在缺牙区远端颌骨内植入骨内种植体，再制作固定桥，或用于多单位固定桥的中间基牙。对牙槽骨吸收较多的基牙，为增强固定桥基牙的支持、改善冠根比例，也可将种植体穿过根管植入颌骨内，然后再采用固定桥修复缺失牙。

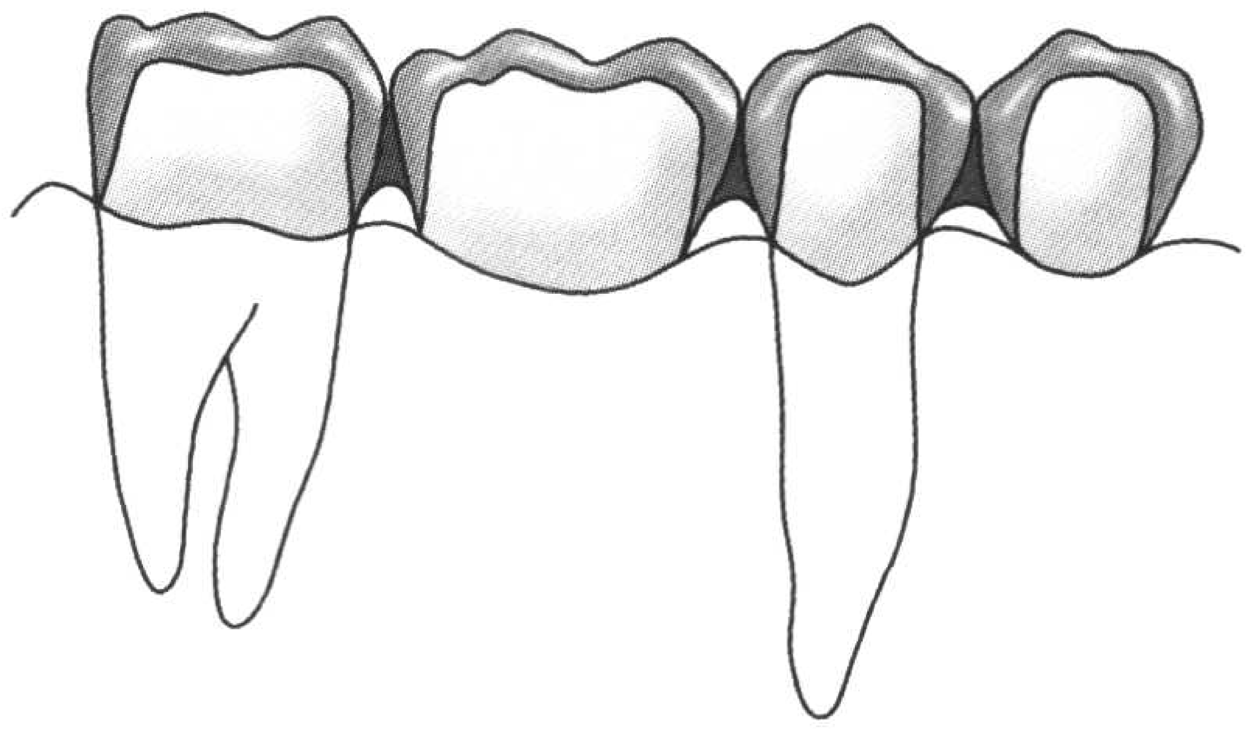


图 10-5　复合固定桥

(六)固定-活动联合固定桥

固定-活动联合固定桥的支持形式与双端固定桥相同，义齿承受的𬌗力全部由基牙承担。其不同之处是固定桥可自行摘戴，义齿的固位主要依靠固位体内外冠之间产生的摩擦力。固定-活动联合固定桥的适用范围较广，义齿的清洁与修理比较方便，能取得较满意的修复效果，但义齿制作的精密度要求较高。

(七)粘结固定桥

粘结固定桥是利用酸蚀粘结技术将固定桥直接粘结于基牙上，以修复牙列缺损。其固位主要依靠粘结材料的粘结力，而牙体制备的固位形仅具辅助固位作用。粘结固定桥与传统固定桥相比，牙体制备时切削牙体组织较少，牙髓损伤也小。

第二节　固定义齿的固位与稳定

固位是指修复体抵抗脱位的能力。固定桥应具有适当的固位力，方能在功能时，抵御各方向外力而不致松动和脱落，以充分发挥其咀嚼功能。如果固定桥的固位不良，不仅不能发挥其功能，还会导致固定桥的松动或脱落，并易引起基牙的龋坏。

固定桥的稳定是指当固定桥粘结于基牙上形成一整体后，在正常的口腔咀嚼运动中承受各方向的𬌗力时，仍能保持固定桥的平衡稳定，而不会产生不利的扭力使其出现潜在的翘动。固定桥一旦出现较大的扭力，不仅有损于基牙的牙周组织健康，而且对固定桥的固位也有不利影响。

一、固定义齿的固位

(一)固位原理

固定桥的固位原理与嵌体、冠修复的固位原理基本相同，其固位力主要依靠摩擦力、约束力和粘结力。在口腔各种复杂的功能运动中，固定桥的固位有赖于三种固位力的协同作用。

摩擦力主要依靠各基牙各轴面之间的相互平行，固位体与制备体牙面的紧密接触，产生摩擦力。摩擦力的大小与各基牙本身的轴向聚合度、各基牙间轴面平行度、固位体与基牙间接触的紧密程度及其接触面积有密切关系。

约束力主要依靠箱形、轴沟、针道等辅助固位形的设计，使其符合固位和抗力的要求，当义齿受外力时，固位体有足够支持而保持稳定。

粘结力主要依靠粘结剂封闭于固位体组织面与制备体牙面间产生的机械锁结和化学粘结作用。其粘结力的大小和固位体与基牙间接触的面积、接触的密合度及粘结操作技术等因素有关。

(二)影响固定桥固位的因素

1. *上、下颌牙的排列关系* 在正常𬌗关系下，上颌牙列覆盖下颌牙列，形成正常的覆𬌗、覆盖关系。在咀嚼功能运动中，前牙切割食物时，下颌向下前方伸出，下前牙与上前牙切缘接触呈对刃关系后，沿上前牙舌面滑行施力切断食物，再回复至正中𬌗；而后牙磨碎食物时，下颌向下侧方移动后，下颌后牙颊尖颊斜面沿上颌牙颊尖舌斜面滑行施力磨碎食物，再回至正中𬌗位，形成𬌗运循环。

在𬌗运循环中，下颌牙有推上颌牙向唇、颊侧移动的力，即上颌牙列承受着较大的唇、颊向的非轴向力，而使上颌牙齿存在向唇、颊侧逐渐移位的趋势。尤其是上颌前牙，因上前牙均为单根，本身有不同程度的唇向倾斜，切割食物又主要受着唇向的非轴向力作用，使上前牙向唇向移位的可能性增大，这种移位的倾向对固定桥的固位会产生不利影响。若上颌前牙固定桥一端基牙受到这种非轴向力作用，将迫使它端基牙舌向移位或迫使固定桥的固位体舌向扭转脱位(图 10-6)。上颌磨牙因颊侧有两个牙根、腭根长而粗大，且根分叉距离较大，增强了上颌磨牙对抗颊向移位的能力，牙齿颊向移位的可能性相对较小。但后牙在研磨食物时，所需𬌗力较大，因而承受的非轴向力也较大，若固定桥经常受到过大的非轴向力作用，也可以引起固位体的松动、脱位，或基牙牙周组织的损伤。

下颌牙列位于上颌牙列的舌侧，下颌牙的排列唇舌向或颊舌向都比较垂直，在咀嚼功能运动中，下颌牙主要承受舌向力，由于牙齿间邻接关系的存在，有利于抵抗下颌牙的舌向移位倾向，因而对固定桥固位的影响较小。

2. *基牙受力的运动方式* 正常情况下，牙齿可受颊舌向、近远中向和垂直向的外力，形成三个方向的生理运动。由于固定桥将各基牙连成一个

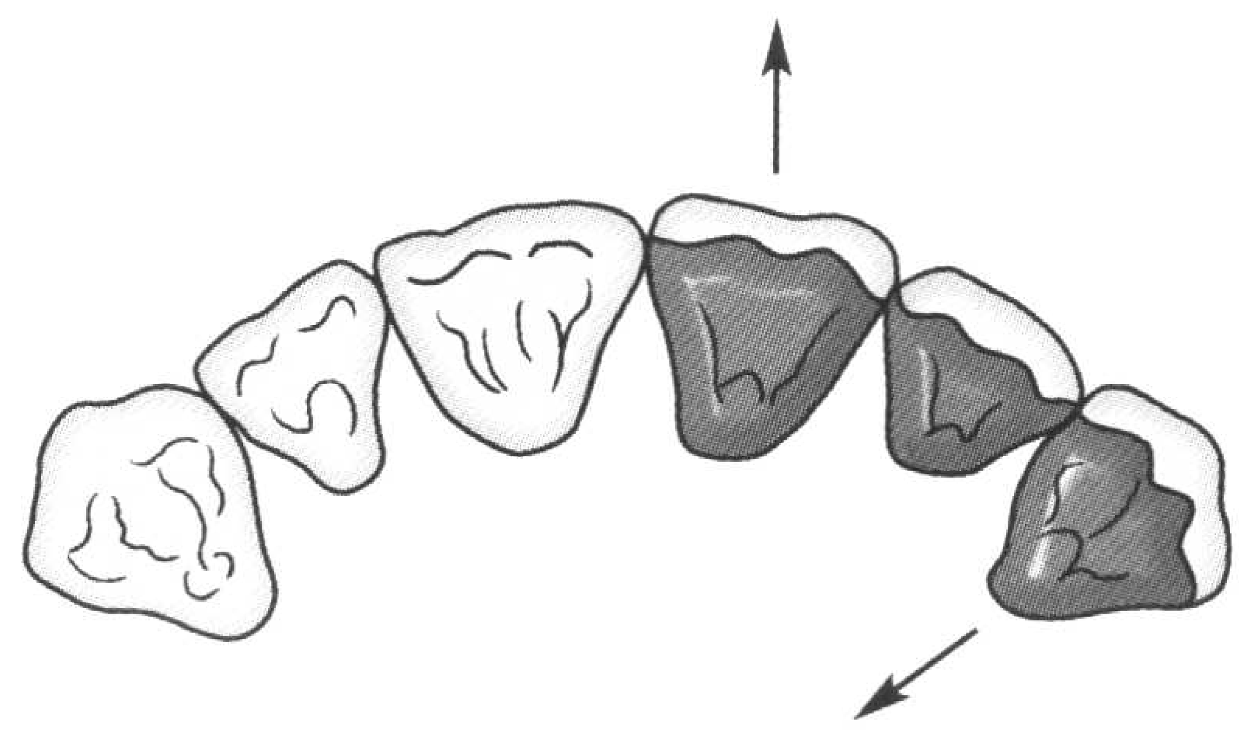


图 10-6 前牙桥一端基牙受舌侧向唇侧外力它端固位体舌向脱位

整体，作用于固定桥上任何部位的力，都会影响到每一个基牙。一端基牙的运动，将受到它端基牙的制约，形成有别于单个牙受力时的运动方式。由于固定桥各基牙的条件不同、固定桥在牙列上位置、长度不同、作用于固定桥上力的大小、方向、着力点不同，使固定桥基牙受到复杂的外力作用，因而可能产生不利于固定桥固位的因素。

(1)颊舌向运动：当后牙双端固定桥受到均衡的颊或舌向𬌗力时，两基牙受第一类杠杆作用形成颊侧或舌侧的旋转运动。其支点线位于两基牙根尖 1/3 与中 1/3 交界的连线上(图 10-7)。如固定桥两端基牙稳固，由于两端基牙运动方向基本一致，固定桥能保持较好的固位。

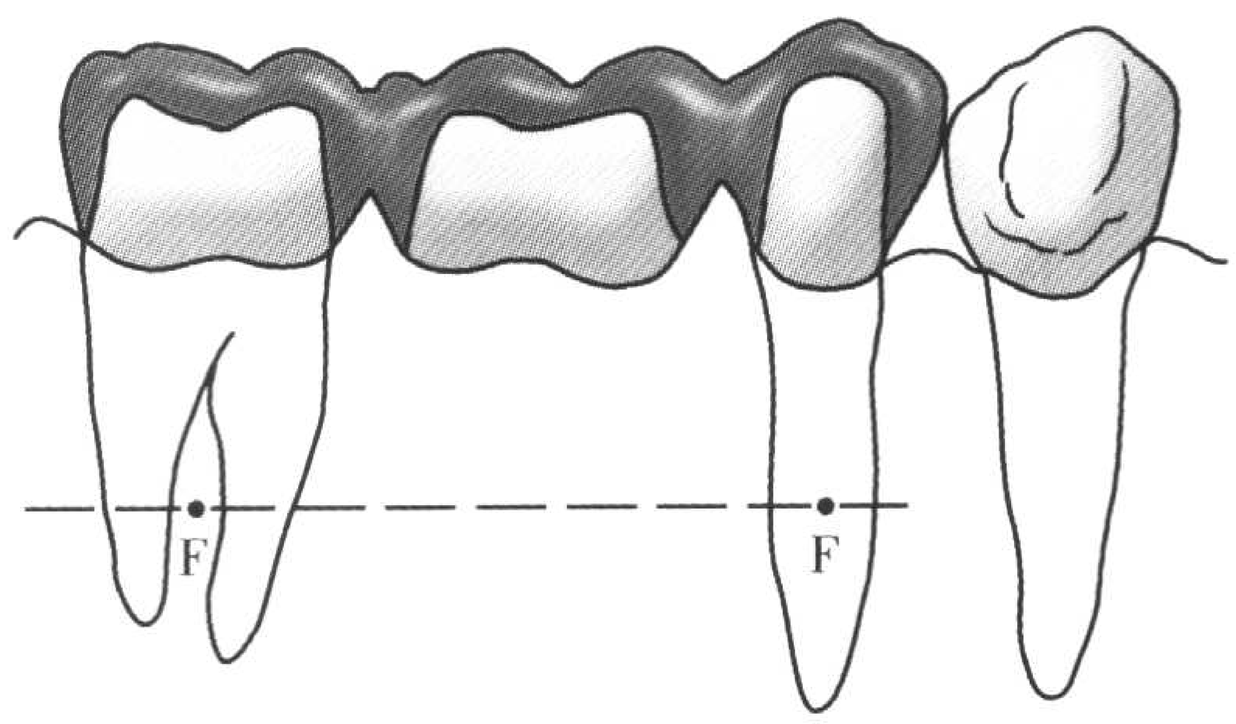


图 10-7 双端固定桥的旋转中心

如固定桥的一端受到颊向的𬌗力，使牙冠向颊侧移动，形成第一类杠杆作用，其支点位于根尖 1/3 与根中 1/3 交界处，由于固定桥将两基牙连为一体，固定桥会同时产生整体的旋转移动，迫使它端基牙向舌侧移动。固定桥产生整体旋转运动的结果，使固位体与基牙之间产生剪切应力，而导

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

致粘结剂层的破坏，影响固定桥的固位。如两端基牙稳固，粘结剂的粘结力强，固位体的固位力良好，则对固位的影响较小；如两端固位体的固位力相差悬殊，对固定桥固位则影响较大，易使固位体固位力较差的一端松动或脱落；如两端基牙条件相差悬殊，但两端固位体固位力良好，则可能损伤条件较差一端基牙的牙周组织，引起基牙的松动。因此在双端固定桥的设计中，要求两端基牙的支持力与固位体的固位力都应基本相同。

（2）近远中向运动：当双端固定桥受到向近中方向的侧向力时，将使两端基牙向近中倾斜移位。若固位体的轴壁高度不足或轴壁聚合度过大，固位体将因基牙的倾斜移动而与基牙脱离，使固定桥松动、脱落。通常，基牙向近中移位时，会受到邻牙及其牙周组织的限制，特别是受牙槽突的限制，移位量很小，对固定桥固位的影响较小。基牙近远中方向移位受基牙的健康状况、邻牙的健康状况、固位体的固位力、固定桥桥体的长度、受力的大小、方向等因素的影响。如基牙牙周情况较差，而固位体的固位力较好，邻牙松动或缺失，则易导致基牙牙周组织的损伤。如基牙稳固而固位体的固位力较差，则固位体将因基牙的移位而松脱，最终导致固定桥的松动、脱落。

（3）垂直向运动：当双端固定桥受到均衡的垂直向㕮力作用时，两端基牙同时向根尖向移位。此时㕮力基本沿基牙长轴方向传递，对固定桥的固位无影响。

如双端固定桥受到不均衡的垂直向㕮力，也可对固定桥的固位及基牙的牙周健康产生影响（图 10-8），当㕮力 P 垂直施于远端磨牙上，前端基牙 B 也会受到此力的影响。远端磨牙将以 aF 为半径，顺着 aa'弧做弧形移动。其结果使远端磨牙的冠部向远中移位，而根部向近中移位。若远端磨牙上固位体的固位不良，就可能引起此固位体的松动、脱落。若固位体的固位良好，则㕮力过大时，有可能使远端磨牙牙周支持组织受到损伤。而前端基牙 B 在远端磨牙 P 力的作用下，因其杠杆力臂较长，将产生更严重的后果。若前端基牙 B 固位体的固位不良，可能脱离基牙向远中㕮向脱位；若固位良好，则前端基牙根尖将沿着支点 F 以 FD 为半径循 ED 弧向近中移动，使根尖近中和颈部远中的牙周组织受到损害，桥体的跨度越长，牙周组织的损伤越大。若远端磨牙有松动，固定桥的旋转移动则更大，给固定桥的固位和牙周组织健康带来的影响也更大。

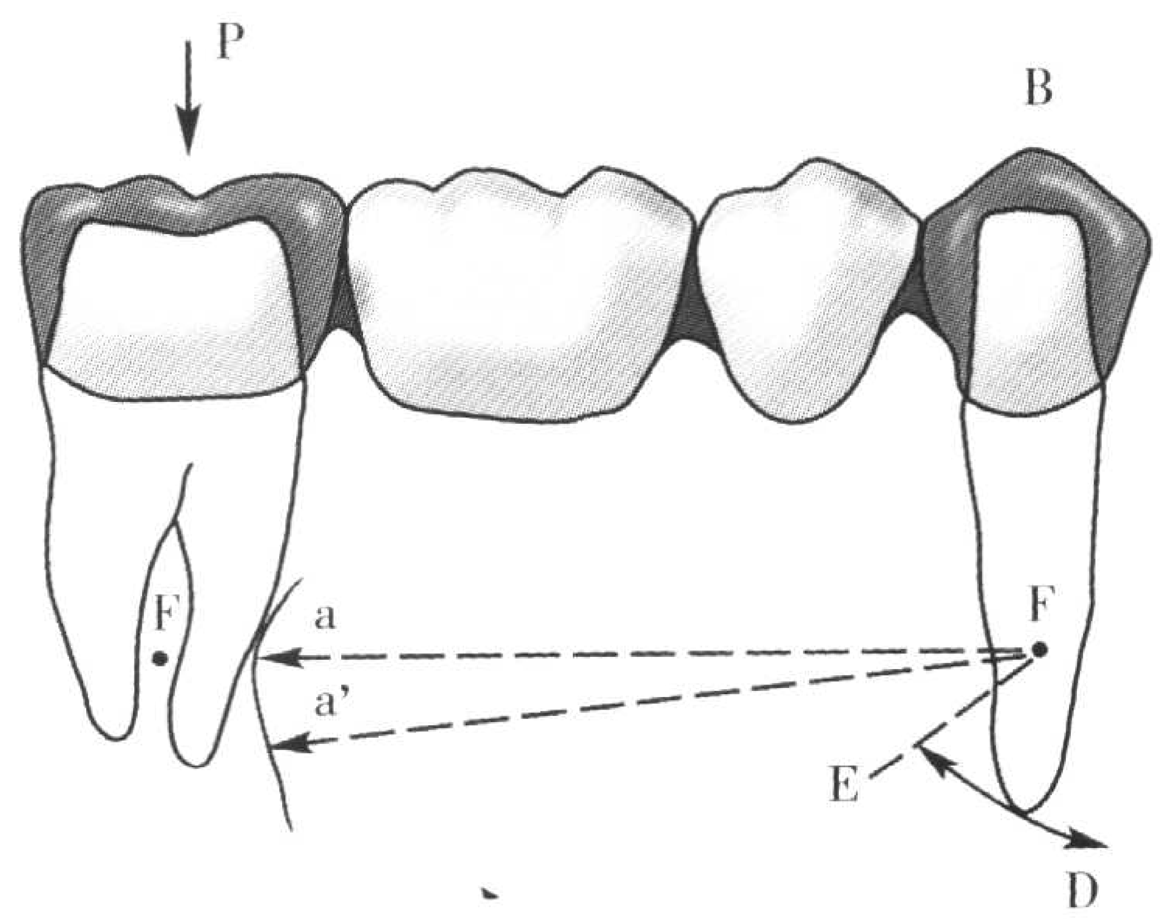


图 10-8　固定桥一端受垂直外力牙周损伤情况

对于有中间基牙的固定桥，若中间基牙的固位体为邻㕮邻嵌体，颊舌尖无金属覆盖，当固定桥受到垂直向㕮力，特别是当㕮力直接加在中间基牙的功能牙尖时，中间基牙将向牙槽窝内根尖方向移动，致使固位体松动失去固位作用，且易致中间基牙继发龋的产生，导致固定桥修复的失败。因此，固定桥如有中间基牙，此基牙的固位体宜覆盖全部㕮面。

二、固定义齿的稳定

固定义齿的稳定性与义齿受力时产生的杠杆作用力有关，杠杆作用力的产生主要取决于固定义齿的结构形式。

后牙双端固定桥的支点线为两端基牙中点的连线，如桥体位于此支点线上，桥体㕮面承受垂直向㕮力时，不易产生杠杆作用，其稳固性良好。前牙双端固定桥的桥体位于两基牙支点线的前方，当桥体受力时，易产生杠杆作用，其稳定性差，尤其是牙弓前段突度较大，桥体力点距支点线远，即杠杆力臂较长时，则杠杆作用力会更大，不仅影响固定桥的稳定性和固位，还可能会造成基牙的牙周组织损害。此时，在固定桥设计中应考虑对杠杆作用力的抵抗，即在支点线的远中增加基牙，以增强固定桥的稳定性。

单端固定桥由于桥体一端游离无基牙支持，当桥体承受㕮力时，最易产生杠杆作用力，不仅影

响固定桥的固位与稳定，而且易造成基牙牙周组织的损伤(图 10-9)。为了减轻杠杆作用力，可增加基牙数，增大抗力臂对抗杠杆作用力，以利于固定桥的稳定。

多单位固定桥通常包含前牙和后牙，各基牙间连成的支点线形成了三角形或四边形的支持面，当一处桥体承受𬌗力时，会受到它端基牙的牵制，而不易产生杠杆作用，有利于保持固定桥的稳定。

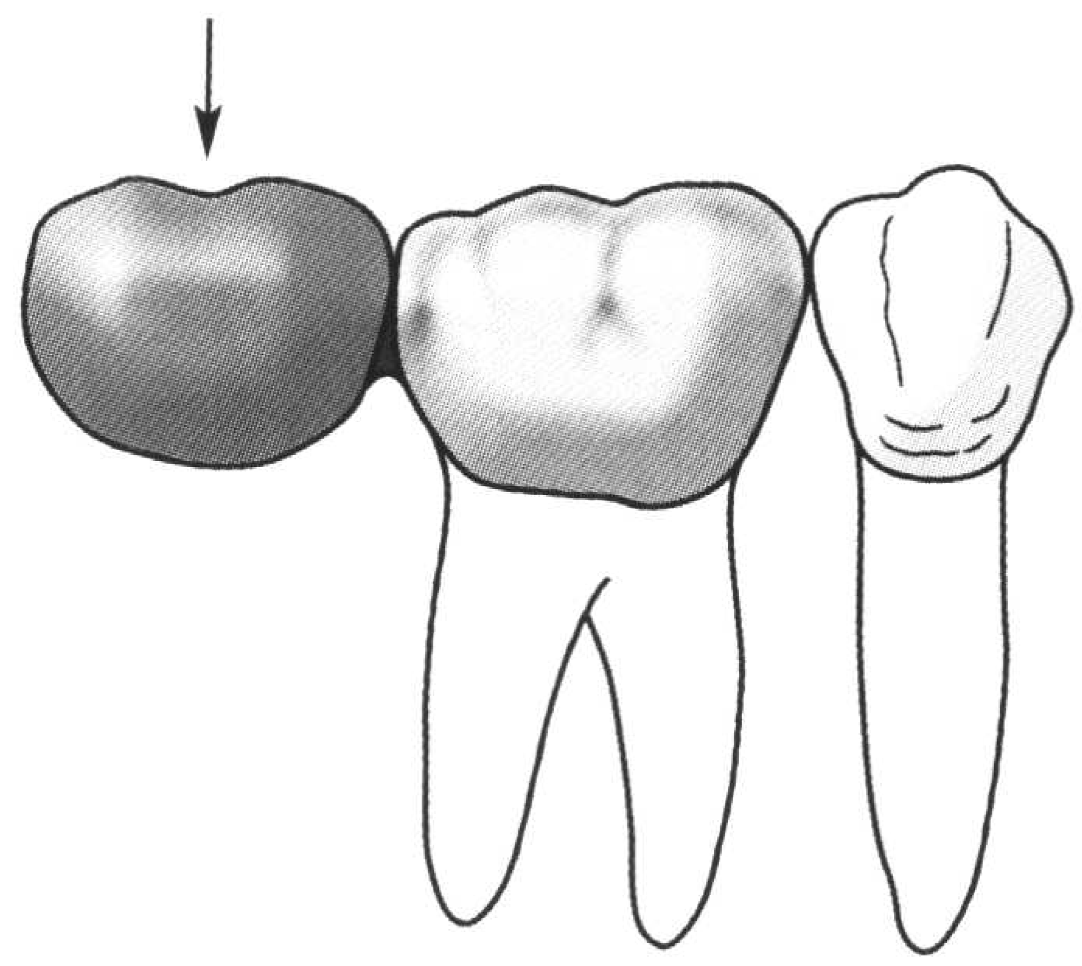


图 10-9　单端固定桥受力时产生杠杆作用

第三节　固定义齿修复的力学分析

由于固定义齿的基本结构与工程桥梁结构相似，故在较长时期内，学者们都以桥梁结构的机械力学原理来分析固定桥的受力反应，并以此作为固定桥设计的参考和理论依据。尽管这种分析方法脱离了机体的生物学因素，但对于固定桥受力反应的认识，仍起到了一定的作用。

固定义齿作为一种人工修复体，应能维持口颌系统、牙齿及其支持组织的健康。固定义齿所承担的𬌗力必须在机体可接受的生理范围之内，而不会引起任何病理性变化。了解固定义齿的受力反应、尽量减少或消除对基牙及其支持组织有损害的应力集中现象，力求使固定义齿的设计和基牙的受力建立在生物力学的基础上，方能达到提高固定义齿修复质量、延长固定义齿使用时间和保护基牙的目的。

一、固定义齿修复的生理基础

在行使咀嚼功能时，固定义齿所承受的𬌗力主要由基牙承担，而基牙能否承担额外𬌗力，是固定义齿修复的生理基础。

(一)牙周潜力

咀嚼力是咀嚼肌收缩时所能发挥的最大力量。在实际咀嚼中，这种力量受牙周组织内痛觉感受器调节，所以咀嚼时仅是部分肌纤维的收缩。在咀嚼运动中，个别牙或部分牙承受的力量，称咀嚼压力或𬌗力。𬌗力为咀嚼力的一部分，其大小与年龄、性别、牙体组织的健康，牙周支持组织的健康情况及全身健康情况有关。正常健康人𬌗力的平均值为 219.7～669.7N，而通常咀嚼食物时所需𬌗力在 98.06～225.5N，大约为牙齿所能承受𬌗力的一半，因此牙周组织还贮存了相当大的储备力量，称之为牙周潜力。在进行固定义齿修复时，则可应用基牙的这种储备力量来承担桥体所承担的𬌗力，这就是固定桥修复的生理基础。

(二)影响牙周潜力的因素

固定义齿基牙的牙周潜力主要与基牙的牙周组织状况有关，特别是基牙的牙周膜面积及其牙槽骨结构。

1. *牙周膜面积*　牙周膜将基牙的牙根固定于牙槽窝内，在牙根与牙槽骨之间起到缓冲作用，并能调节牙齿所承受的咀嚼压力。固定义齿修复中，基牙能否分担桥体传递的𬌗力，取决于基牙牙周组织的健康状况。因此临床上常用牙周膜面积作为选择基牙及其数目的依据。对于牙周膜面积的测量结果表明：上下颌第一磨牙牙周膜面积最大，第二磨牙其次，尖牙再次之，上颌侧切牙和下颌中切牙牙周膜面积最小。因此，第一磨牙是最好的桥基牙，而上颌侧切牙和下颌中切牙则是最弱的桥基牙。

牙周膜的面积可随增龄的生理变化或牙周组织的病理变化而逐渐减少，由于牙周膜面积的减少，牙周储备力也相应降低，当牙周膜面积减少到

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一定的程度，则不能再作为固定义齿的基牙了。对于牙周膜面积进行分段测量的结果表明：牙周膜的附着面积，单根牙以牙颈部处最大，多根牙以牙根分叉处面积最大，颈部次之，然后向根尖逐渐减小。因此牙根颈部牙周膜只要有少量的丧失，牙周膜面积便可能有较大量的减少，这是临床上选择基牙时应特别注意的。

2. 牙槽骨结构　牙槽骨的主要作用是承受由牙周膜传递而来的𬌗力。牙槽骨对𬌗力大小具有动态的反应：健康的牙槽骨，在X线片上显示骨质致密，骨小梁排列整齐，对咬合力的承受能力强；而日久废用的牙，其牙槽骨的骨质疏松，骨小梁排列紊乱，承受𬌗力的能力相应减弱。

二、固定义齿基牙的生理运动

牙齿的生理性运动是维持牙周组织健康的重要因素。双端固定桥将各基牙连接为一个整体，是否会失去原基牙各自的生理运动，从而使牙周组织遭受破坏，是固定义齿修复所关注的问题。从临床实践和生物力学的分析表明双端固定桥的基牙并未失去其生理性运动，而仅由单个基牙的生理性运动转变成固定桥基牙的整体性生理运动。此运动方式同样符合牙周组织健康要求。

当两端固定桥受到均匀的垂直外力时，所有基牙的牙根均被压向牙槽窝，使大部分的牙周膜纤维及其相应的牙槽骨受到张应力（图10-10）。固定桥的一端基牙受到垂直向外力时，由于固定桥已将两端基牙连成整体，因此，固定桥将会产生旋转移动，其旋转中心（F）则位于两基牙间的缺牙区牙槽骨内，相当于根尖1/3和根中1/3交界处，当受力端基牙向根尖方向移位时，另一端基牙则向𬌗方移位，此时，两端基牙的大部分牙周膜纤维及其相应的牙槽骨仍受到张应力。受力端基牙受到压应力，它端基牙受到张应力，只要这种应力未超过两端基牙所能承受的限度，仍可维持和促进牙周组织的健康。因此，双端固定桥基牙的生理运动仅是改变了运动的形式，仍然符合生理要求。

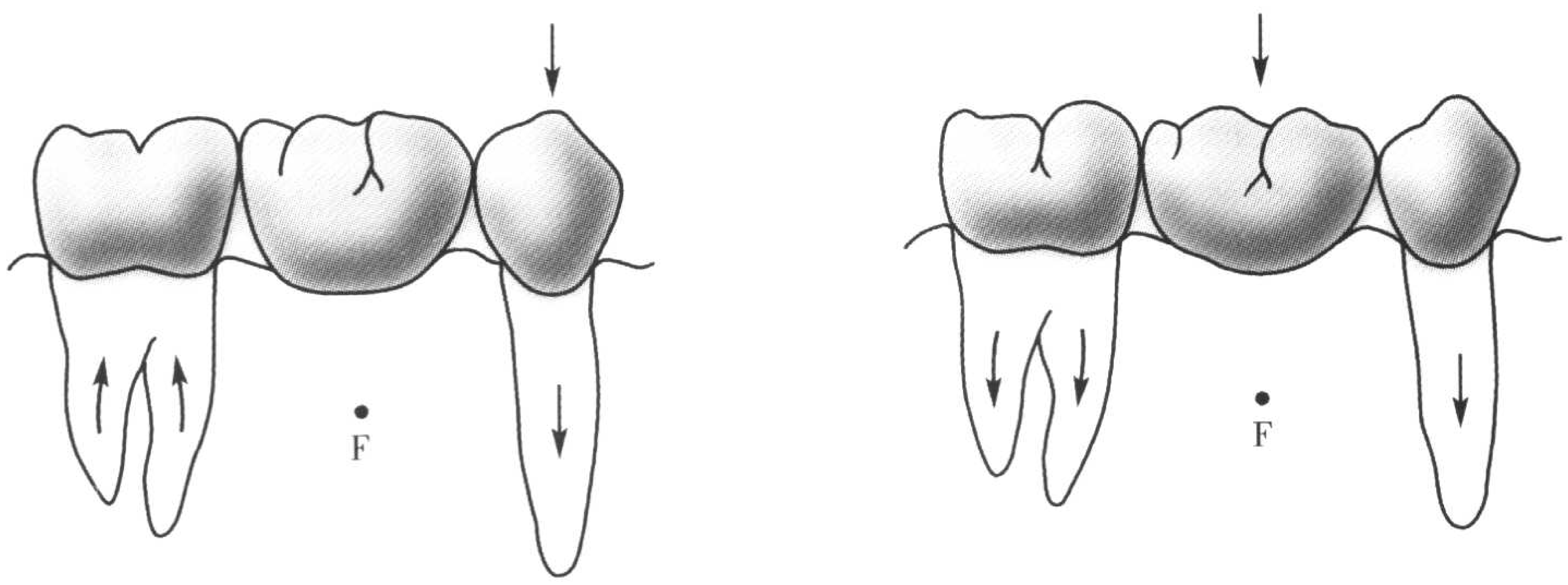


图10-10　双端固定桥受垂直外力的反应

三、固定义齿的结构力学

固定桥由基牙、固位体、连接体和桥体等组成。由于结构的不同又分为双端固定桥、半固定桥、单端固定桥和复合固定桥。在功能活动中，由于结构的不同，可产生不同的力学特征。

（一）基牙、固位体、连接体和桥体

基牙是固定桥修复的基础，固定桥所受的𬌗力主要由基牙承担。因此要求基牙牙冠形态、牙体组织及其牙周组织健康，能支撑固定桥承受的各种外力，并将其传导至根周的牙周膜、牙槽骨，使应力得以分散。

桥体的𬌗力主要通过连接体、固位体传递到基牙上，但桥体下的黏膜也承受了一定的𬌗力。唐亮、赵云凤的三维有限元研究发现在桥体承受垂直向𬌗力时，桥体下黏膜出现压应力；在桥体承受水平𬌗力时，桥体下黏膜同时出现张应力和压应力；固定桥修复前，基牙受力时，缺牙区牙槽嵴黏膜也存在极小的应力；修复后，应力增大，其应力的大小约为同等载荷下牙周膜最大应力的1.7%～17%，由此可见固定桥上承受的𬌗力主要通过基牙传递至牙周组织。

通常，桥体𬌗面面积大者，咀嚼效能高，基牙承受的负荷大，反之亦然。临床上可通过减小桥体的𬌗面面积、减小工作尖的工作斜面及牙尖高度等措施，使桥体所恢复的功能负荷在固定桥基牙牙周潜力范围内，这样既能恢复良好的咀嚼功能，又不损伤基牙健康。桥体𬌗面面积的减少量应视基牙牙周组织的健康状况、固定桥的结构类型、桥体的跨度、𬌗力的大小等因素而定。谭建国等应用三维有限元法分析了桥体减径对不同牙槽骨高度的基牙牙周膜内应力的影响。通过对牙槽骨高度正常及牙槽骨吸收 10%、20%、30%、50% 五种状况的第二前磨牙及第二磨牙为基牙的双端固定桥，受偏心载荷及均布载荷时，桥体减径对基牙牙周组织应力分布影响的研究，发现桥体减径可以减小基牙牙周膜内应力，其主要机制是减小了固定桥绕支点线旋转的力矩。

桥体在承受𬌗力时，会产生屈应力反应，但当𬌗力不足以破坏屈应力平衡时，桥体不会发生弯曲变形，但如𬌗力继续增大，将会出现桥体的弯曲变形，在𬌗力达到一定程度时，则会损伤基牙的牙周组织健康或破坏固定桥结构，如发生连接体断裂或开焊。因此，桥体应有一定的抗弯曲强度，其厚度应足够抵抗弯曲变形。

（二）双端固定桥

双端固定桥是桥体的两端均有基牙，而且固位体与桥体为固定连接。这种固定桥的应力分布较均匀，修复效果好，是临床上最常用的一种固定义齿修复形式。

魏治统等用平面光弹法对下颌第一磨牙双端固定桥基牙牙槽骨受力的实验研究发现：桥体𬌗面正中受垂直载荷时，两基牙支反力分配比不同，第二前磨牙为 46%，第二磨牙为 54%，基牙颈部和根尖区的应力较大。

尹亚梅等用平面有限元法分析下颌第一磨牙双端固定桥应力分布发现：固定桥修复后，当两端基牙分别受载时，外力通过固定桥传递至未直接受载牙及其牙槽骨上，可减轻受载牙负担。而两基牙同时受载时，第二前磨牙应力略有增加，但第二磨牙牙槽骨应力分布趋于均匀。

唐亮等用三维有限元法对下颌第一磨牙双端固定桥基牙牙周膜的应力进行分析发现：固定桥修复后，可减少直接受载牙的牙周膜应力。基牙和桥体同时受载时，基牙牙周膜内应力增加，前磨牙及磨牙的两个根分别较修复前增加 48%、40% 和 43%，表明固定桥修复后，动用了基牙的“牙周储备力”，以代偿缺失牙的功能。

对双端固定桥的应力分析研究发现双端固定桥的应力分布较均匀，但与以往通过简单的机械力学计算结果不同，两端基牙及其支持组织所分担的力值仍然是不同的，这与基牙的牙根大小、形态和数量不等有关。固定桥修复后，各基牙牙周组织的应力值均有增加，说明固定桥修复后动用了基牙的“牙周储备力”，提示基牙的牙周组织必须健康，才能提供足够的“牙周储备力”，以承担修复牙的𬌗力。

（三）单端固定桥

单端固定桥是仅一端有基牙和固位体，桥体的𬌗力主要由一端基牙承担。单端固定桥受力后，桥体处形成力臂，基牙根部形成旋转中心，产生杠杆作用，使基牙产生倾斜、扭转，从而易引起牙周组织的创伤性损害或固位体松脱（图 10-11）。因此，在设计单端固定桥时，宜增加基牙数目，以抵抗这种杠杆作用，防止基牙牙周组织的创伤性损害。

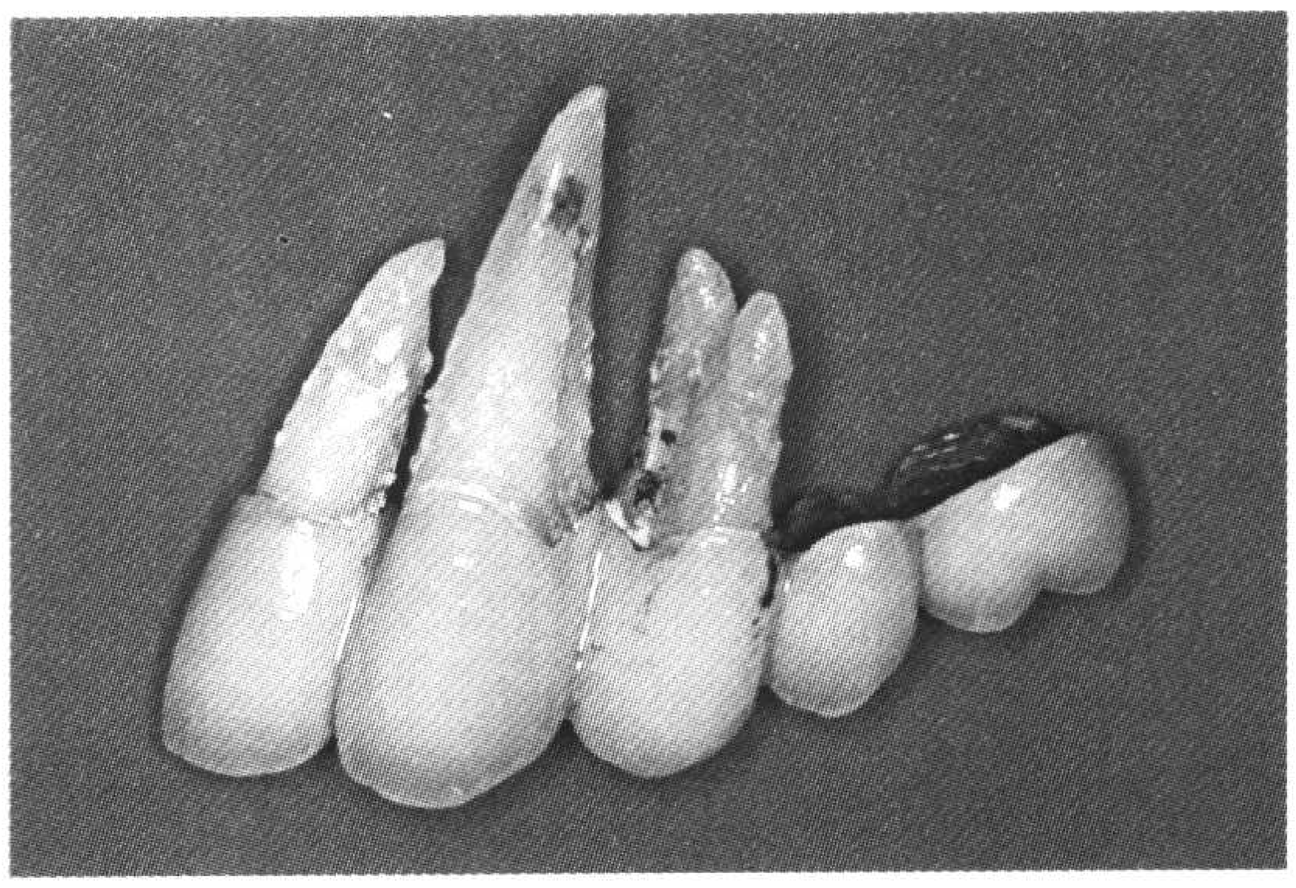


图 10-11　脱落的单端固定桥

张修银等用电测法在人头颅力学模型上，测试了正中𬌗平衡接触时的应力，发现单端固定桥基牙和牙槽骨的应力分布不均匀，张应力显著增加。

Wright 用二维有限元法对单端固定桥进行了研究，发现两基牙单端固定桥受垂直载荷时，瞬时转动中心位于两基牙间的骨间隔内，旋转运动量较一个基牙的单端固定桥小。从力学角度来

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

看，一个牙缺失时，选择两基牙单端固定桥较单基牙单端固定桥设计为好。

朱智敏等应用三维有限元法研究了下颌第二磨牙缺失，第一磨牙和第二前磨牙为基牙的单端固定桥基牙牙周组织的应力，发现最大应力多位于颈部和根尖区，尤以近缺隙侧基牙明显。第一磨牙主要受压应力，第二前磨牙主要受张应力，而当桥体单独受载时，牙周膜内这种不均匀的应力更大。提示采用单端固定桥设计，对近缺隙侧基牙的牙周健康要求更高，应加强远缺隙侧基牙固位体的固位力，防止因张应力作用使其殆向脱位。

对单端固定桥的应力分析研究发现单端固定桥受垂直载荷时，近缺隙侧基牙牙周膜内应力显著增加，主要受压应力，而远缺隙侧基牙主要受张应力，最大应力集中于颈部和根尖区。选择两基牙单端固定桥设计有利于抵抗不利的杠杆作用力和维护牙周组织健康。

(四)半固定桥

半固定桥的桥体一端的固位体为固定连接，另一端的固位体为活动连接。有学者认为半固定桥两端基牙所承受的应力不均匀。当桥体正中受到垂直向殆力时，固定连接端的基牙所受的力大于活动连接端基牙。因为殆力通过活动连接端的连接体，使应力得以分散和缓冲，而固定连接端基牙则承担较大殆力，容易使固定连接端基牙受到创伤，因此将半固定桥称为应力中断式固定桥(broken-stress bridge)。

魏治统等用光弹法分析了双端固定桥和半固定桥的受载应力状况，发现桥体殆面正中垂直加载时，半固定桥活动连接端基牙(第二前磨牙)的垂直支反力比为42%，较双端固定桥第二前磨牙支反力比46%有所降低。半固定桥的活动连接端基牙近中颈缘和根尖部分的应力集中比双端固定桥的严重，因此认为半固定桥并不是理想的设计。

朱希涛等用激光全息干涉术对双端固定桥和半固定桥的运动及受力状况进行研究，当桥体正中受垂直载荷时，从分析活动连接端基牙的转动量及其牙槽骨应力的大小来看，两种固定桥基本相同。用光弹贴片法对两种固定桥基牙牙槽骨表面应力的分析发现：两种固定桥基牙牙槽骨表面应力分布无根本差异，表明栓道式活动关节对垂直持续力并无“应力中断”作用。

从对半固定桥的应力分析研究发现半固定桥受垂直载荷时，两端基牙牙槽骨的应力分布不如双端固定桥均匀，活动连接端基牙负重小于双端固定桥相同基牙的负重；半固定桥的栓道式活动关节对垂直殆力无“应力中断”作用。

四、固定义齿表面的应力

固定桥表面应力是指固定桥行使功能承受殆力时，固位体、桥体和连接体的应力和应变状况。

Craig用脆漆法研究了固定桥表面的应变。通过膝层脆裂的部位和方向表示固定桥表面应变的位置和应力的大小。其研究结果提示：固定桥表面的应力、应变与外力作用的部位、作用力的大小及桥体本身的长度、跨度有关。

Tillitson用电测法测试了两种不同合金制作的后牙桥体，结果指出当加载点位于固定桥末端时，桥体产生类似悬臂梁的反应；当加载点位于桥体殆面中央时，桥体产生弯曲变形，而弹性模量高的桥体变形较小。

Farah用光弹法分析了四单位固定桥表面的应力分布，发现支持组织良好时，固定桥以整体状态行使功能；而支持组织状况较差时，则使固定桥形成旋转臂。同时还发现当桥体殆面受载时，连接体处应力集中，有张应力和剪切应力，且单端固定桥连接体处的应力大于双端固定桥。

Hood用光弹法分析了改良卫生桥桥体的表面应力，发现增厚的连接体能使连接体处的剪切应力明显降低，比传统的卫生桥剪切应力减小1/2左右。

Craig用脆漆法研究了固定桥在静载荷下出现张应力的部位，用电测法定量测试了该区的表面应变状况，发现载荷大，应变也大；离载荷点越远，或基牙的支持越强，应变越小；相同加载条件下，上前牙固定桥产生的应变大于下前牙固定桥，后牙固定桥的表面应变较小。

EL-Ebrashi用光弹法实验比较了三种不同结构形式固定桥设计的应力分布，发现双端固定桥承受多点载荷时，张应力和压应力交替出现，连接体处显示出高的张应力和剪切应力。此种情况在单端固定桥则更加严重。

对于固定桥表面应力的分析结果，可提供以

下实验依据：

1. *固定桥表面的应力分布与外力作用的位置、大小、方向、桥体结构等有关* 载荷越大，桥体的应变也越大；当外力加载于桥体殆面中央时，桥体产生弯曲变形；当外力加载于双端固定桥某一端时，桥体产生类似悬臂梁的应力反应；桥体、固位体殆面的载荷加载点及连接体处是各种应力集中的区域。双端固定桥的表面应力分布比单端固定桥更均匀、合理，对基牙损伤小；采用弹性模量高的桥体，其变形较小；单端固定桥的连接体处应力大于双端固定桥，增厚的连接体能使连接体处的剪应力明显降低。

2. *固定桥基牙的支持力对桥体表面的应力分布有一定影响* 基牙牙周支持力强，桥体的变形小，反之则变形大。在相同加载条件下，上前牙固定桥产生应力大于下前牙固定桥，而后牙固定桥的表面应力则更小。

五、固定义齿基牙牙体组织的应力

固定桥基牙牙体组织的应力是指固定桥行使功能承受殆力时，固定桥基牙的牙冠和牙根内的应力分布状况。

Standlee 运用准三维光弹技术研究了下颌后牙五单位固定桥基牙的应力分布状况。发现垂直加载时，下颌后牙五单位固定桥的三个基牙均产生应力，并向根方产生位移；当末端基牙受垂直载荷时，中间基牙无明显的支点迹象。

朱希涛、周书敏等用光弹法和激光全息法对下颌双端固定桥的基牙及其支持组织进行了应力分析，发现基牙牙体组织应力的大小与基牙牙根的形态、数目密切相关。单根基牙的根尖处应力较多根基牙根尖的应力大，提示多根基牙承受载荷的能力大于单根牙。同时发现接近载荷的基牙产生的应力大，水平载荷较垂直载荷时基牙牙体组织产生的应力大。

魏治统、杜传诗等用光弹实验法对各类固定桥基牙的应力分布进行了研究，其结果指出固定桥修复后较修复前单根基牙的应力减小，而多根基牙的应力增大。说明固定桥修复有利于保护单根牙的健康；三基牙双端固定桥基牙牙体组织的应力分布较两基牙固定桥应力分布更均匀；固定桥承受垂直向及斜向载荷时，基牙牙体组织的应力集中在基牙的根尖区和牙颈部；有邻牙的固定桥基牙牙体组织的应力要小些，说明固定桥受力后，通过接触点将殆力传至邻牙上，从而分散了基牙承担的殆力；半固定桥活动连接体端基牙牙体组织的应力大而集中，特别是前磨牙的颈缘区应力集中较双端固定桥更严重。

对于对固定桥基牙牙体组织应力分布状况的研究，可以提供以下实验依据：

1. *固定桥的类型不同，基牙牙体组织的应力大小及分布也不同* 从力学的角度看，三基牙双端固定桥优于两基牙双端固定桥和半固定桥。

2. *基牙牙体组织的应力大小及分布与基牙牙根的数目、形态有密切关系* 多根牙可承担较大的殆力，且根部应力值小。固定桥基牙有邻牙时，则固定桥上的外力可通过接触点传至邻牙上，而使固定桥基牙的应力减小。

3. *基牙受垂直向和斜向载荷时，基牙牙体组织的颈部和根尖区均出现应力集中* 固定桥受的载荷大，则基牙牙体组织的应力也大，接近载荷加载点的基牙，其牙体组织的应力也较大。

六、固定义齿基牙牙周组织的应力

固定桥基牙牙周组织的应力是指固定桥行使功能、承受殆力时，固定桥基牙的牙周膜、牙槽骨等组织内的应力分布状况。

赵云凤、杜传诗等采用光弹法对固定桥基牙牙槽骨的应力分布进行了研究。实验结果证实垂直向加载时，有邻牙的三基牙固定桥设计比有邻牙的两基牙固定桥的应力分布更合理，前者降低了基牙牙颈部应力的集中。固定桥承受的垂直向力是通过基牙及邻牙两条路线，将殆力传递到牙槽骨的。固定桥基牙牙槽骨在斜向力的作用下，牙槽骨承受的张应力明显增大，两基牙固定桥和三基牙固定桥均为基牙的颈部张应力达到最大和次大。

赵云凤等采用有限元法对下颌第一磨牙缺失的双端固定桥，进行了七种垂直向加载和两种斜向加载的基牙牙槽骨应力分析。结果显示：垂直向加载时，均为第二前磨牙的近中受到较大的压应力，当两个固位体和桥体同时受载时，压应力为最大，而磨牙基牙的牙周组织应力分布较均匀；固定桥桥体受斜向载荷时，前磨牙根尖的近中受张

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

应力和压应力，以压应力为最大。

唐亮、赵云凤采用三维有限元法对两基牙双端固定桥基牙牙周膜的应力分布进行了分析。结果发现固定桥修复前，非直接受载牙的牙周膜应力仅为受载牙的1/10，修复后非直接受载牙应力增大，为修复前的5～10倍，直接受载牙的应力减小，说明固定桥修复后固位体和桥体可以较好的传递𬌗力；固定桥修复后各基牙和桥体同时受载时，基牙牙周膜应力增加，前磨牙、磨牙的两个根分别较修复前增加48%、40%和43%，表明固定桥修复需动用基牙的"牙周储备力"，以代偿缺失牙的功能；固定桥垂直受载时，基牙牙周膜的应力以压应力为主，根尖区和颈部的应力最大，有应力集中现象，牙根中上份呈张应力；前磨牙的牙周膜应力明显大于磨牙，磨牙近中根应力大于远中根；离加载点越近的基牙，其牙周膜应力也越大，载荷越大，则应力也越大，但应力分布规律无改变；垂直向载荷时的应力水平约为水平向载荷时的1/4，且以压应力为主，应力集中在根尖区和牙颈部；前磨牙的牙周膜应力无论是水平向或垂直向均为磨牙应力的2倍左右，说明磨牙是理想的固定桥基牙。

Wright用二维有限元分析发现牙周膜的内应力值随牙槽骨降低而增大。Sulik采用三维光弹性实验应力分析，发现基牙牙槽骨吸收20%时，牙槽骨内应力明显增大，而吸收40%时的应力值较吸收20%时无明显增大。Yang用二维有限元分析了牙槽骨高度降低的固定桥基牙牙周组织内应力分布状况，结果指出：牙槽骨高度降低的牙仍可以考虑作固定桥基牙，但牙槽骨严重吸收的固定桥，其连接体处的应力集中较正常者严重，提示要增加连接体处的强度。

朱希涛等分别用平面光弹法和平面有限元法分析了基牙牙槽骨高度降低对牙周支持组织应力分布的影响，发现牙槽骨高度降低1/2时，牙周支持组织的应力值较正常者明显增加，但经多基牙固定桥夹板固定修复后可较单个基牙受力时明显减少且分布均匀，有利于牙周组织的健康。

Glickman等用光弹法研究了下颌双端固定桥修复前、后基牙牙周组织内的应力变化。结果发现：修复前磨牙因𬌗力的作用产生近中斜向力，固定桥修复后，磨牙的斜向力变为轴向力。这是由于固定桥的桥体将磨牙与前端基牙连接为整体，改变了磨牙承受𬌗力的状态。

Hood分别用平面光弹法和有限元法对远中基牙向近中倾斜30°的下颌第一磨牙双端固定桥的牙周组织应力进行了分析，发现固定桥修复后可改善倾斜基牙的应力状况，减少倾斜基牙牙周组织所受的异常的压力，防止倾斜基牙进一步的近中倾斜，其应力分布有利于倾斜磨牙的牙周健康。

对于固定桥基牙牙周组织应力分布的研究，可提供以下实验依据：

1. *固定桥修复后改善了基牙的受力状况，有利于基牙牙周组织的健康，缺牙后应即时进行修复*　固定桥修复牙列缺损后，基牙及其支持组织的应力比修复前有所降低，且分布均匀。固定桥的两端有相邻的牙存在时，固定桥受载荷后，部分载荷可通过固位体与相邻牙之间接触点，传递到邻牙牙槽骨和颌骨，降低了基牙牙周组织应力。

2. *固定桥受力后，基牙及其支持组织所产生的应力大小与基牙的数目、牙根形态有关*　在同一载荷条件下，多基牙固定桥其基牙及牙周组织内的应力值小，应力分布均匀；单根基牙较多根基牙产生的应力值大。从基牙的牙周组织应力来看，三基牙双端固定桥设计优于两基牙双端固定桥。

3. *固定桥的受力方向对基牙牙周组织的应力分布有影响*　受垂直向载荷时，基牙牙周组织的应力，以压应力为主，应力以基牙颈部和根尖区为最大；受斜向载荷时，基牙牙周组织内产生张应力和压应力。基牙牙周组织对垂直向力的承受能力较大，而对斜向力的承受能力较弱。

4. *固定桥基牙牙槽骨降低者，其牙周支持组织内的应力增加，两者呈反变关系*　若增加基牙数目，可分散𬌗力，使基牙牙周组织内应力减少且分布均匀。

5. *双端固定桥修复可以改善一定范围内倾斜基牙的应力分布状况*　双端固定桥修复有利于倾斜基牙的牙周组织健康。但如后端基牙倾斜度较大时，可产生向近中的推力，对前端基牙牙周组织可能产生不良影响，设计时有必要增添前端基牙的数目。

第四节 固定义齿的适应证

固定义齿通过桥体恢复缺失牙的解剖形态和生理功能，它对口腔环境改变小，对神经肌肉功能的影响很小，能最大限度的恢复口腔各种功能，患者容易适应，因此患者多要求采用固定义齿修复其牙列缺损。但并非所有牙列缺损患者都适合做固定义齿修复，在固定义齿修复前必须对患者的局部与全身状况进行细致的检查，并加以综合分析和判断，以确定其牙列缺损是否适合采用固定义齿修复。临床上可从以下几方面考虑患者的牙列缺损是否符合固定义齿修复的适应证。

一、缺牙的数目与部位

固定义齿适合修复少数牙缺失的牙列缺损，如 1～2 个牙缺失，利用 2 个基牙支持 1 个或 2 个缺失牙。若牙弓内多个牙缺失，而缺隙是间隔的，即有中间基牙，也可采用固定义齿修复，但在选择固定义齿修复时必须考虑缺失牙数目与缺牙区两端基牙所能承受殆力的能力。若牙弓内多个牙连续缺失，或后牙游离缺失 2 个牙以上，则不宜采用固定义齿修复，因基牙会因负担过重而产生牙周组织的损伤，最终引起固定义齿修复的失败。此时，如欲采用固定义齿修复，可考虑在缺牙区中段或游离缺牙区远端植入种植体，采用天然牙与种植体联合支持的固定义齿修复。

牙列任何部位的缺牙都可以选用固定义齿修复，只要缺牙数目不多，基牙条件符合要求。

临床上对于缺牙的数目与部位应加以综合考虑，如对于后牙末端游离缺失的牙列缺损，若采用单端固定桥修复，桥体受力时，产生的杠杆作用力大，容易造成基牙牙周组织的损伤。若第二磨牙游离缺失，对颌为黏膜支持式可摘义齿，因其殆力比一般天然牙小，如第二前磨牙和第一磨牙的牙周状况较好，也可以此两牙作为基牙进行单端固定桥修复。对于多个前牙连续缺失，如 21|12 或 21|12 缺失，因前牙区殆力较小，而 3|3 与 3|3 的牙根粗壮，只要其牙周组织健康，也可以此牙作为基牙制作固定义齿。

二、基牙的条件

固定义齿主要依靠基牙获得固位、支持和稳定，因此基牙的条件是确定是否适宜做固定义齿修复的重要因素。

（一）牙体情况

作为固定义齿基牙的牙齿其临床牙冠高度应适宜、形态正常、牙体组织健康；牙根应粗长、稳固，以多根牙最好，不应存在病理性松动。如牙冠有牙体组织缺损，或牙冠形态不正常，但不影响固位形与抗力形的设计，仍可考虑作为固定义齿修复的基牙。

（二）牙髓情况

基牙最好是健康的活髓牙。如牙髓已有病变，应进行彻底的牙髓治疗，经过较长时期观察，确认不会影响固定义齿修复的预后者，方可选作固定义齿基牙。死髓牙经根管治疗后牙体组织脆性增加，易折裂，在选作基牙时，应考虑剩余牙体组织的强度。

（三）牙周情况

作为固定义齿基牙的牙齿应能额外承担修复牙的殆力，因此，对基牙牙周组织的要求为：牙龈健康，无进行性炎症；牙周膜无炎症，根尖周无病变；牙槽骨结构正常，牙槽突没有吸收或吸收不超过根长的 1/3，并为停滞性水平吸收。对于牙槽嵴吸收不超过根长的 1/3～1/2、无进行性炎症的松动牙，在经过完善的牙周综合治疗后，也可根据牙周病修复治疗的原则，增加桥基牙数量，设计为多基牙固定桥，以修复缺失牙，并对松动牙起到牙周夹板治疗的作用（图 10-12）。

（四）基牙的位置

通常要求基牙的长轴位置基本正常，无过度的倾斜或扭转，不影响固位体的固位形及基牙间共同就位道的获得。如基牙有倾斜或扭转，而其他条件适合固定义齿修复者，亦可通过改变固位体设计或进行牙髓治疗，获得基牙间的共同就位道，制作固定义齿。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

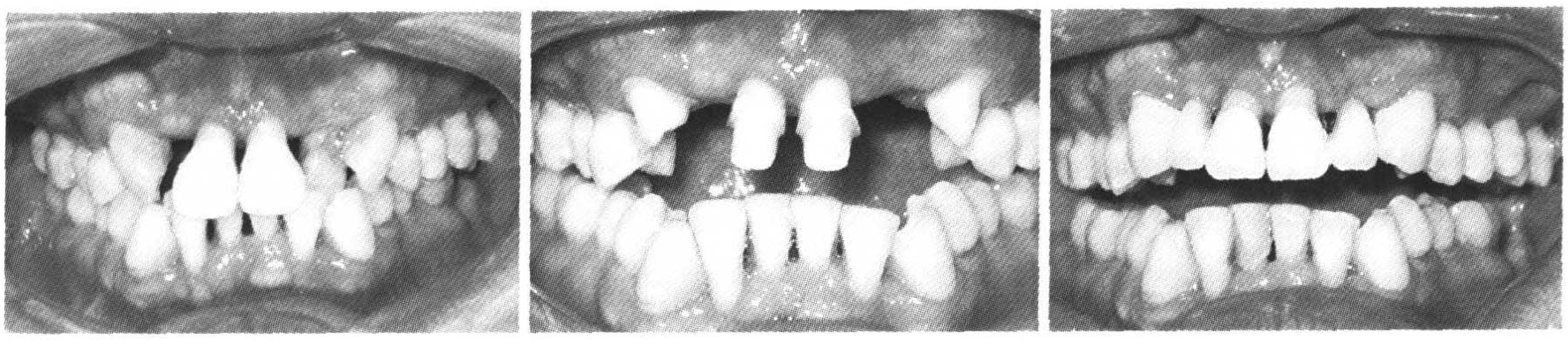


图 10-12 固定夹板修复缺失牙

三、殆 关 系

缺牙区的殆关系应基本正常，如缺牙区有正常的殆龈距离、对颌牙无伸长、邻牙无倾斜等。如缺牙时间过久，引起殆关系紊乱、邻牙倾斜、对颌牙伸长形成牙间锁结，致使下颌运动受限者，一般不宜采用固定义齿修复。但通过正畸、调殆或改变固位体设计等方法可改善殆关系者，则也可以进行固定义齿修复。对于殆关系紊乱严重的患者，则应在殆重建的基础上，进行固定义齿修复。相反，某些有殆问题的牙列缺损，可采用固定义齿修复。如深覆殆患者的前牙缺失，宜采用固定义齿进行修复。如采用活动义齿修复，则须要升高垂直距离或进行正畸治疗。

四、缺牙区牙槽嵴状况

一般在拔牙后 3 个月，拔牙创伤完全愈合，牙槽嵴吸收基本稳定后方可进行固定义齿修复。如因某些原因必须即刻修复者，可以先制作可摘局部义齿，等待伤口完全愈合再改换固定义齿修复。或可以先进行固定义齿基牙的牙体制备，采用树脂材料制作暂时固定义齿修复缺失牙，待伤口完全愈合后，再做永久性固定义齿修复。

若为前牙缺失，缺牙区的牙槽嵴不宜有太多吸收，否则桥体外形的设计比较困难，排列桥体时牙槽嵴区会遗留空隙，且不宜采用基托来恢复丧失的牙槽嵴，以免影响美观和清洁。对于牙槽嵴吸收较多的后牙区，则可设计制作卫生桥，对美观影响较小，也易于清洁。

五、余留牙状况与口腔卫生状况

在选用固定义齿修复时，除缺牙区外，还要考虑整体余留牙的健康情况。特别是在同一牙弓内，是否有严重龋坏、重度牙周病、根尖周病的患牙，患牙能否保留？或预期能存留多久？如果需要拔除，如何进行修复？在整体考虑修复方案后，方可考虑是否采用固定义齿修复，或采用其他修复方法，如可摘局部义齿修复。

口腔卫生状况差、牙垢沉积、牙菌斑聚集，是造成基牙龋坏和牙周病、导致固定义齿修复失败的一个重要原因。此类患者在选用固定义齿修复时，应进行彻底的牙体、牙髓、牙周的综合治疗，修复后须定期复查，并对患者进行口腔卫生宣教，患者能保持口腔的清洁卫生，方可进行固定义齿修复。

六、年龄及全身健康状况

患者年龄大小，对确定固定义齿修复的适应证影响不大。但年龄过小的患者，牙齿正处于萌出阶段，临床牙冠短、髓腔大、髓角高，有的则是根尖尚未完全形成，在做牙体制备时，容易损伤牙髓。而老年患者常有牙周萎缩、牙根暴露、牙齿松动、牙周组织的代偿功能降低，若选作固定义齿基牙，有可能造成牙周组织创伤，也不宜采用固定义齿修复。但并非老年患者均不宜制作固定义齿，应视具体情况而定。如牙槽骨为生理性吸收、牙周组织无病变、全身健康、口腔卫生良好，也可采用固定义齿修复，但其设计应考虑到老年患者的口腔特点。

一般情况下，患者的全身健康状况对于固定义齿修复的影响不大。但是，当患者有消化不良，或长期慢性消化道疾病者，应尽可能考虑采用固定义齿修复。固定义齿有利于恢复咀嚼功能，直接或间接地促进消化功能的恢复。此外，如患者患有癫痫等病，为了防止患者在发病时误咽修复体，应优先考虑固定义齿修复。Parkinsonism（帕金森综合征）患者及肢体瘫痪患者难以取戴可摘

局部义齿，维持口腔卫生，亦应考虑采用固定义齿修复。相反，患者如患有严重的全身性疾病、身体虚弱、不能支持长时间手术者，则不宜采用固定义齿修复。

第五节 固定义齿的修复设计

固定义齿的设计应遵循一定的原则，并应结合临床经验。近年来对于固定义齿修复的生物力学研究在一定程度上影响了固定义齿设计的传统原则。固定义齿的设计必须根据患者个体的具体情况而定，患者的年龄、身体健康状况、口腔条件都是固定义齿设计时必须考虑的因素，既要利用固定义齿最大限度地恢复缺失牙的功能，又要考虑对口腔软硬组织的保护。正确的修复设计，能充分发挥机体的代偿功能，形成牙颌系统的一个新生理平衡，增进局部和全身的健康。

固定义齿修复首先应能恢复良好的功能。固定义齿是一种人工修复体，它应能恢复缺失牙的形态和功能，恢复牙颌系统功能的完整性。对于前牙而言，美观和发音功能是非常重要的，固定义齿应能恢复其良好的外观，从固位体、桥体的设计，修复材料的选择等方面都应把恢复美观放在首要位置。同时，为保证良好的功能，固定桥的设计还应考虑有足够的强度。

固定义齿修复应能维护口腔软硬组织及口颌系统的健康。固定义齿欲正常行使功能，基牙的健康是重要的前提，保护基牙并维持其长期健康是固定义齿设计必须遵循的原则。保护基牙应从基牙的牙体、牙髓和牙周组织三方面来考虑。在设计固位体时，应根据基牙的形态和固定义齿的固位要求选择适当的固位体的种类，在不影响固位的前提下，尽可能少地磨除牙体组织；固位体的设计应该尽可能的减少继发龋的发生，以保持其牙体组织的健康；固位体的设计也应尽可能保持正常的牙髓活力，尤其是年轻患者；固定义齿的修复设计应遵循生物力学的原则，以保证基牙的牙周组织在功能活动中不受损害；修复体的外形应该有利于自洁，对牙龈组织有功能性按摩作用，以促进基牙的牙龈和牙周健康；同时，固定义齿的设计必须对口腔软组织无不良刺激，在形态设计、材料选择等方面对口腔软组织不产生机械的和化学的不良刺激。

一、基牙的选择

基牙是固定义齿修复的基础，基牙的基本作用是支持固定义齿，并将咀嚼时桥体承受的𬌗力传递到牙周组织，以恢复缺失牙的咀嚼功能。因此，要求基牙有足够的支持能力，以负担基牙和桥体额外的𬌗力；固定义齿依靠固位体固定在基牙上才能行使功能，基牙应具备有良好的固位作用；由于固定义齿各固位体和桥体是整体戴入口内，因此同时要求各基牙应易于取得共同就位道。

（一）基牙的支持作用

一般情况下，健康牙牙周组织所具备的支持能力大于正常咀嚼功能下所需的𬌗力，这种牙周储备力的存在，使基牙能够承担施于桥体上的额外𬌗力。基牙支持能力的大小与基牙牙根的数目、大小、形态，牙周膜面积的大小以及牙槽骨的健康有密切关系。

从牙根数目来看，牙根粗壮的多根牙，牙周膜面积大于单根牙，其支持作用也大于单根牙；从牙根的形态来看，分叉的多根牙比融合根或细小的单根牙具有更大的支持作用，单根牙若根横截面呈扁圆形或根尖部弯曲者比锥形牙根的支持作用好。临床上在选择基牙时，可通过 X 线片了解牙根的大小、形态，以便判断是否可以选作基牙。

由于𬌗力通过基牙的牙周膜传导至牙槽骨，临床上常用牙周膜面积的大小来衡量一个牙是否为良好的基牙。牙周膜的面积与牙根的长短、数目和形态有关，牙根长而粗大或多根牙，则牙周膜的面积大，其支持能力也强（表 10-1）。

从表 10-1 可见，上下颌第一磨牙的牙周膜面积最大，第二磨牙次之。前牙中以上、下颌尖牙的牙周膜面积最大。而上颌侧切牙是上牙列中牙周膜面积最小的牙，下颌牙列以中切牙牙周膜面积最小，也就是最弱的基牙（表 10-2）。

但牙周膜的面积并不是恒定的，随着增龄的生理变化或牙周组织的病变而有所变化。当牙周萎缩，牙周袋形成时，牙周膜面积相应减小。牙周

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表 10-1　各牙的牙周膜面积(mm^2)

	牙位	魏治统等	Tylman	Boyd
上颌	8	—	194	205.3
	7	290	272	416.9
	6	360	335	454.8
	5	177	140	216.7
	4	178	149	219.7
	3	217	204	266.5
	2	140	112	177.3
	1	148	139	204.5
下颌	1	122	103	162.2
	2	131	124	174.8
	3	187	159	272.2
	4	148	130	196.7
	5	140	135	204.3
	6	346	352	450.3
	7	282	282	399.7
	8	—	190	372.9

表 10-2　各牙支持殆力的顺序(Tylman)

上颌牙	顺序	下颌牙	顺序
1	7	1	8
2	8	2	7
3	4	3	6
4	3	4	4
5	5	5	5
6	1	6	1
7	2	7	2
8	6	8	3

膜的附着面积在牙根的各部位是不相同的，单根牙以牙颈部最大，故牙颈部牙周膜面积的丧失会导致该牙较多支持力的丧失。而多根牙以牙根分叉处附着的牙周膜面积最大，牙槽骨吸收达根分叉时，牙周膜面积才会有较多的损失。当牙周膜的面积减小，牙周组织的支持力也随之下降。

固定义齿所承担的殆力通过牙周膜为牙槽骨所支持，牙槽骨的健康与否，直接影响基牙的支持能力。牙槽骨对殆力的反应比较敏感，牙槽骨正常者，在X线片上显示骨组织致密，骨小梁排列良好，骨硬板完整且呈强阻射带环绕牙根；无功能牙，骨质疏松，骨小梁排列紊乱，骨硬板薄而阻射度减小；牙负担的殆力过大或牙周组织有炎症者，则可能造成牙槽骨的吸收和破坏，表现为牙槽突吸收。通常牙槽突吸收超过根长的1/3时，不宜选作固定义齿基牙数量，除非增加基牙数量，遵循牙周病夹板治疗的原则进行修复治疗。

如果固定义齿的基牙支持作用不足，应增加基牙的数目，以分散殆力。原则上，增加的基牙应当放在比较弱的基牙侧，才能起到减轻弱基牙的负担、保护弱基牙的作用。维持基牙的负重在其生理限度以内，即牙周储备力的范围内，是固定义齿修复中基牙的选择及其数目确定的一个重要原则。若基牙的负担超过了其生理限度，将造成牙周组织的损害，进而导致固定义齿修复的失败。

早在1926年，Ante就曾提出以基牙牙周膜面积来决定基牙的数量，即基牙牙周膜面积的总和应等于或大于缺失牙牙周膜面积的总和。如果缺失牙的牙周膜面积大于基牙牙周膜面积的总和，将给基牙牙周组织带来创伤，最终导致固定义齿修复的失败。如：$\underline{|2}$ 缺失，用 $\underline{|13}$ 作基牙，根据Tylman测量的牙牙周膜面积，这2个基牙牙周膜面积的总和为 $139mm^2+204mm^2=343mm^2$，而 $\underline{|2}$ 的牙周膜面积仅为 $112mm^2$，这样设计是恰当的。又如 $\underline{|23}$ 缺失，$\underline{|14}$ 作基牙，基牙牙周膜面积的总和为 $288mm^2$，而缺失牙的牙周膜面积之和为 $316mm^2$，这就可能引起基牙创伤。为了防止基牙的创伤，必须增加基牙的数量，来增加基牙牙周膜总面积。

用牙周膜面积决定基牙的数量，在临床上有一定的参考价值，但并不适用于所有缺牙情况。按Ante的计算方法，如 $\underline{|78}$ 缺失，仅修复 $\underline{|7}$。因 $\underline{|6}$ 的牙周膜面积为 $335mm^2$，而 $\underline{|7}$ 的牙周膜面积为 $272mm^2$，$\underline{|6}$ 完全可以单独作为基牙。但因单端固定桥所受的杠杆力较大，临床实践证明这种设计必将导致修复的失败。又如，$\underline{21|12}$ 缺失，$\underline{3|3}$ 作基牙，缺失牙的牙周膜面积总和为 $502mm^2$，而基牙牙周膜面积之和仅为 $408mm^2$。按Ante的计算方法，必须增加基牙数量。但临床实践证明，如果牙弓较平，而尖牙的牙根长大，牙周组织健康，$\underline{3|3}$ 作为 $\underline{21|12}$ 缺失的固定义齿修复基牙是可行的。

同时，这种基于用牙周膜面积决定基牙数量的原则忽略了一个事实：即施于固定桥上的殆力并不是取决于外部的影响，而是取决于咀嚼肌肉，它受神经肌肉机制的控制，其本身还受桥基牙支

持组织牙周膜感受器的交互影响。临床研究的证据提示 Ante 原则至少是不全面的，如果牙周疾病得到治疗并维持于健康状态、𬌗力被均匀地分布，仅有 Ante 所要求的 1/2 支持力的固定桥可以在临床上成功地使用多年。

因此，临床上设计固定义齿基牙时，不宜单纯采用计算牙周膜面积的方法来确定基牙的数量，而应结合患者的具体情况，如基牙的健康状况、缺失牙的部位、缺牙区间隙大小、𬌗关系、固定义齿的结构形式、患者的咀嚼习惯等综合分析，作出判断，确定基牙数目。

(二)基牙的固位作用

基牙的固位作用是固定义齿正常行使功能的基础，是关系到固定义齿修复成败的一个重要因素。由于固定义齿连接体将固位体与桥体连成一个整体，基牙与固位体在功能活动中所受的𬌗力较单个牙修复体更为复杂，因而对于固定义齿基牙与固位体的固位作用要求更高。良好的固位对固定义齿基牙本身的健康也是至关重要的。

基牙的的固位作用与基牙牙冠的形态、牙体组织的量及其组织结构有密切关系。

1. *基牙牙冠的形态*　牙冠长、体积大，可增大基牙与固位体的接触面积，并能制备辅助固位形，以获得较大的固位力。牙冠短小或畸形，如锥形牙冠，则固位效果欠佳。

2. *基牙冠部的牙体组织量*　对于龋损牙，若龋坏小，一般不影响固位体的固位形，可以选作固定义齿基牙，借助固位体设计同时修复基牙的牙体缺损。当龋坏范围较大时，应在去净龋坏后，根据剩余牙体组织的情况来判断能否作为基牙，有时需要先治疗和充填后，方能满足固位体固位形的要求。若龋坏已涉及牙髓，需经过彻底的牙髓或根管治疗，再决定是否适宜于作基牙。

对于有严重磨损的牙，一般牙尖高度降低，咬合接触紧，牙本质暴露或已接近牙髓，有牙本质过敏现象，在做牙体制备时，要开拓出固位体𬌗面的足够间隙是相当困难的，而且牙冠短，固位体的固位力也不足。这类牙选作基牙时必须慎重，要充分估计固位体能否取得足够的固位形而又能保持牙髓的健康，否则需将牙髓失活，以便取得辅助固位形，才能选作基牙。

对于残冠、残根，如已经过完善的根管治疗、牙根形态正常、牙周组织健康、桩核修复后可获得足够的固位形与抗力形者，仍可选作固定义齿的基牙。

3. *基牙的牙体组织结构*　牙体组织结构正常，固位体支持在坚实的牙体上，则基牙的抗力和固位作用良好，不易引起牙体组织折裂。

钙化不良或釉质发育不全的牙，因牙体组织结构松软、残缺，容易磨损导致牙冠高度降低，对固位体的抗力形和固位形都有影响，且固位体边缘处易产生继发龋，导致固位体松动，进而造成牙髓病变，引起固定桥失败。因此钙化不良或釉质发育不全的牙不宜选作固定义齿修复的基牙。

固定义齿基牙最好是活髓牙，这样方有正常的代谢功能和反应能力，以维持牙体组织的健康。若选择死髓牙作基牙，牙体组织因失去活性而变脆，抗折裂能力下降，容易出现牙齿的折裂或劈裂。在设计固位体时，除应有足够的固位形外，还应保护基牙不致折裂。如固位体应覆盖基牙全部𬌗面，避免使用邻𬌗嵌体或邻𬌗邻嵌体作为死髓基牙的固位体。

在判断基牙的固位作用时，除了基牙本身的条件外，还要考虑固定义齿本身对固位力的要求，如固定义齿的位置及所承受的𬌗力、桥体的跨度、弧度、制作固定义齿的材料等都可影响固定义齿对固位力的要求。桥体跨度越大、弧度越大、𬌗力越大，则对基牙的固位作用要求越高。

(三)基牙间的共同就位道

由于固定义齿的各固位体与桥体连接成为一整体，固定义齿在基牙上就位时，只能循一个方向戴入，所以各基牙间必须具备共同就位道。因此，在选择基牙时，应注意基牙的排列位置和方向，在牙体制备时能否获得各基牙间的共同就位道。对有轻度倾斜移位的牙，可适当消除倒凹，或稍改变就位道方向，即可取得共同就位道者，仍可选作固定义齿基牙。对于严重倾斜移位的牙，为了求得共同就位道，需磨除较多的牙体组织，易损伤牙髓，而且倾斜的基牙，𬌗力不易沿牙长轴传导，易造成牙周组织的创伤。但近年来生物力学研究发现：基牙倾斜在 30°以内者，在固定义齿修复后，尚可改善倾斜基牙的应力状况。因此倾斜度在一定范围内的牙，仍可以选作固定义齿的基牙。

对于倾斜移位的牙，若患者年轻，最好先经正

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

畸治疗改正牙位后，再选作基牙；或改变固位体的设计，使牙体制备时既能取得共同就位道，又不至损伤牙髓，仍可以选作基牙。对于错位严重的牙，如果已影响到基牙制备，则不宜选作基牙。

若缺失牙的情况复杂，如缺牙较多或有间隔缺牙，需要选用多个基牙时，应先取研究模型，在观测仪上设计就位道。在考虑基牙的共同就位道时，还应注意尽量少切割健康牙体组织，并考虑固定义齿排牙的美观效果，调整缺隙的大小。

二、固位体的设计

固位体是固定义齿中连接基牙与桥体的部分，它借粘结剂固定在基牙上。固位体应能抵御咀嚼功能活动中固定义齿承受的各种外力，保持本身的固定而不至于松动、脱落，并将𬌗力有效地传递到基牙及其支持组织上，方能很好地发挥固定义齿的功能。

(一)固位体设计的基本原则

1. 固位体应有良好的固位形和抗力形，能够抵御口腔功能活动中各方向的外力而不至发生松动、脱落或破损。

2. 各固位体之间应能够取得固定义齿所需的共同就位道。

3. 固位体应能够恢复基牙的解剖形态、生理功能和美观要求，并具有良好的自洁作用。

4. 固位体能够保护牙体、牙髓和牙周组织的健康，并预防口腔疾病的发生。固位体的设计应能够保护基牙的牙体组织，使基牙不致在外力作用下发生折裂；固位体不应刺激活髓牙的牙髓组织，并保护牙髓组织免受物理和化学性刺激而产生病理性改变；固位体边缘应与基牙密合，不刺激软组织或致继发龋的产生。

5. 固位体所用材料要达到一定的机械强度且化学性能稳定、生物相容性良好。固位体材料应经久耐用，不易腐蚀和变色，不刺激口腔组织，无毒性。

(二)固位体的类型

固位体一般分为3种类型，即冠内固位体、冠外固位体与根内固位体。

1. 冠内固位体　冠内固位体包括两面嵌体、三面嵌体、多面嵌体及高嵌体等，其固位力不及冠外固位体、外形线较长，是防龋的薄弱环节。在基牙制备时，由于切割牙体组织较深，容易损伤牙髓，特别是对于年轻人，因髓角较高，更易伤及牙髓。如基牙为死髓牙，除高嵌体外，常规嵌体起不到固位体应有的保护作用。目前临床上已较少采用嵌体作为固定义齿的固位体。但如果基牙已有龋坏、且固定义齿对固位体的固位力要求不太高时，也可考虑选用嵌体作固位体。

2. 冠外固位体　冠外固位体包括部分冠和全冠。其固位力强，能较好地保护基牙牙体组织，适应范围广，是固定义齿较为理想的固位体。

部分冠包括铸造3/4冠及锤造开面冠，随着精密铸造技术的发展，锤造开面冠目前已较少在临床上采用。部分冠切割牙体组织较全冠少，其固位作用较嵌体强。3/4冠因不覆盖基牙唇颊面，可保留基牙的唇颊面外形和色泽，对美观的影响相对较小。

全冠固位体包括金属全冠、金属-树脂全冠、金属-烤瓷全冠、陶瓷全冠等。由于全冠覆盖了基牙牙冠的各个面，其固位力最强，对基牙短小、缺失牙多、桥体跨度长、承受𬌗力大的固定义齿修复，全冠是最适合的固位体。同时，全冠固位体可修复基牙自身的牙体缺损，并对死髓基牙具有保护作用，可防止基牙在外力作用下的折裂，是临床上最常用的一种固定义齿固位体。

3. 根内固位体　根内固位体即桩冠或核桩冠固位体。其固位作用良好，能够恢复牙冠外形，符合美观要求。根内固位体适用于牙冠已有大面积缺损、经过完善的根管治疗、根尖周围无病变的患牙。

(三)固位体设计中应注意的问题

1. 提高固位体的固位力　由于固定义齿将各基牙连接为一体，其承担的力较单个牙修复体更为复杂，受力的反应也与单个牙修复体不同，因此要求固位体的固位力应高于单个牙修复体。固位体的固位力大小取决于基牙的条件、固位体的类型和基牙的牙体制备质量。

基牙的牙冠大而长、牙体组织健康、𬌗关系正常者，可获得较大的固位力。而牙冠短小、畸形、牙体组织缺损，则可影响其固位力，对于此类基牙，应选择固位力较大的固位体，如全冠固位体。

全冠固位体的固位力受制备体轴面𬌗向聚合度的影响，若𬌗向聚合度过大，则易引起固位体的

松动、脱落。在牙体制备时,应注意全冠制备体的轴壁应尽可能相互平行,并与固定义齿的共同就位道一致;部分冠的固位力小于全冠,因此在选用部分冠作固位体时须注意加强固位形的制备,以增强固位力,例如,轴沟应有一定的长度和深度,必要时可增加辅助固位形;嵌体的固位效果较差,若作为固位体,除要求洞型应有足够的深度,点角、线角清晰外,也可增加辅助固位形,以满足固位和抗力的要求。

2. *双端固定桥两端基牙固位体的固位力应基本相当* 若两端固位体的固位力相差悬殊时,固位力较弱的一端固位体与基牙之间易松动,而固位力强的一端固位体又暂时无松动,临床不易察觉,易造成松动端基牙继发龋的产生,而未松动端基牙的牙周组织也易受到损害。若一端固位体的固位力不足,首先应设法提高固位力,必要时可增加基牙,以达到与另一端固位体的固位力相平衡。

3. *固位体固位力应与固定桥𬌗力相适应* 桥体跨度越长、弧度越大、则𬌗力越大,要求固位体的固位力越大,必要时可通过增加基牙数目来提高固位力。

4. *各固位体之间应具备共同就位道* 如各固位体之间的就位道不一致,固定义齿则不可能就位。对于基牙倾斜明显,无条件正畸治疗者,可改变固位体的设计,以寻求共同就位道,或采用套筒冠固位体;对于根内固位体,因其易受根管方向的限制,难以通过根管制备与其他基牙求得共同就位道,此时可采用核桩冠固位体,通过改变核的方向,取得共同就位道。

5. *固位体应能同时修复基牙的牙体缺损* 若基牙有牙体缺损或畸形,在固位体设计时应予以修复,若牙冠已有充填物,固位体应尽量将其覆盖,以减少继发龋的产生并防止充填物脱落。对于冠内固位体,尤其是邻𬌗邻嵌体,应注意𬌗面的覆盖,防止颊、舌牙尖的折裂。

三、桥体的设计

桥体是固定义齿修复缺失牙形态和功能的部分,其主要功能包括改善外观、增进咀嚼功能和稳定𬌗关系。桥体的设计是否恰当,直接影响到固定义齿修复的成败和牙颌系统的健康。

(一)桥体设计的基本原则

1. 桥体的设计应能恢复缺失牙的形态和功能,这也是固定义齿修复的基本要求。桥体的形态和色泽应符合美观和舒适的要求。

2. 桥体应有良好的自洁作用,符合口腔卫生要求,并有利于口腔硬软组织健康。

3. 桥体所恢复的𬌗力应基于基牙的支持能力,桥体的宽度和𬌗面解剖形态的恢复,应尽可能减轻基牙的负荷,以有利于基牙牙周组织的健康。

4. 用于制作桥体的材料应有足够的机械强度,化学性能稳定并有良好的生物相容性,经久耐用、不易腐蚀变色、不刺激口腔软硬组织、无生物毒性。

(二)桥体的类型

1. *按桥体所用材料不同可分为金属桥体、非金属桥体和金属与非金属联合桥体*

(1)金属桥体:金属桥体的机械强度高、表面光洁、感觉舒适。但金属桥体不美观,因此仅适用于后牙缺失的固定义齿修复。

(2)非金属桥体:桥体采用树脂或陶瓷制作。树脂桥体的硬度低、易磨损、易变色老化、对黏膜组织有一定的刺激。随着材料性能的改善,制作工艺的改变,其材料强度有所增强,耐磨性提高,化学性能较稳定,逐步在临床应用特别是纤维强化树脂材料。瓷桥体的硬度大、化学性能稳定、组织相容性良好、美观、舒适。

(3)金属与非金属联合桥体:桥体由金属和树脂或陶瓷联合制成。金属部分增加桥体的机械强度,并加强桥体与固位体之间的连接,桥体的非金属部分能恢复缺失牙的形态和色泽,金属与非金属联合桥体为临床上最常采用的一种桥体形式,同时适用于前牙和后牙的固定义齿修复。

2. *按桥体龈端与牙槽嵴黏膜接触关系可分为接触式桥体和悬空式桥体*

(1)接触式桥体:桥体的龈端与牙槽嵴黏膜接触,较为美观、舒适,并有利于恢复发音功能,是临床上常采用的一种桥体形式。当固定桥行使咀嚼功能时,桥体随基牙的生理性动度对牙槽嵴黏膜起到按摩作用,有利于黏膜组织健康。部分𬌗力经桥体龈端传递至牙槽嵴,可减缓牙槽嵴吸收。

(2)悬空式桥体:桥体与黏膜不接触,留有至少 3mm 以上的间隙,此间隙便于食物通过而不

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

积聚，有较好的自洁作用，故称为卫生桥（sanitary bridge）（图 10-13）。但悬空式桥体与天然牙的形态差异大，有一定的异物感，仅适用于后牙缺失，缺牙区牙槽嵴吸收明显的修复病例。

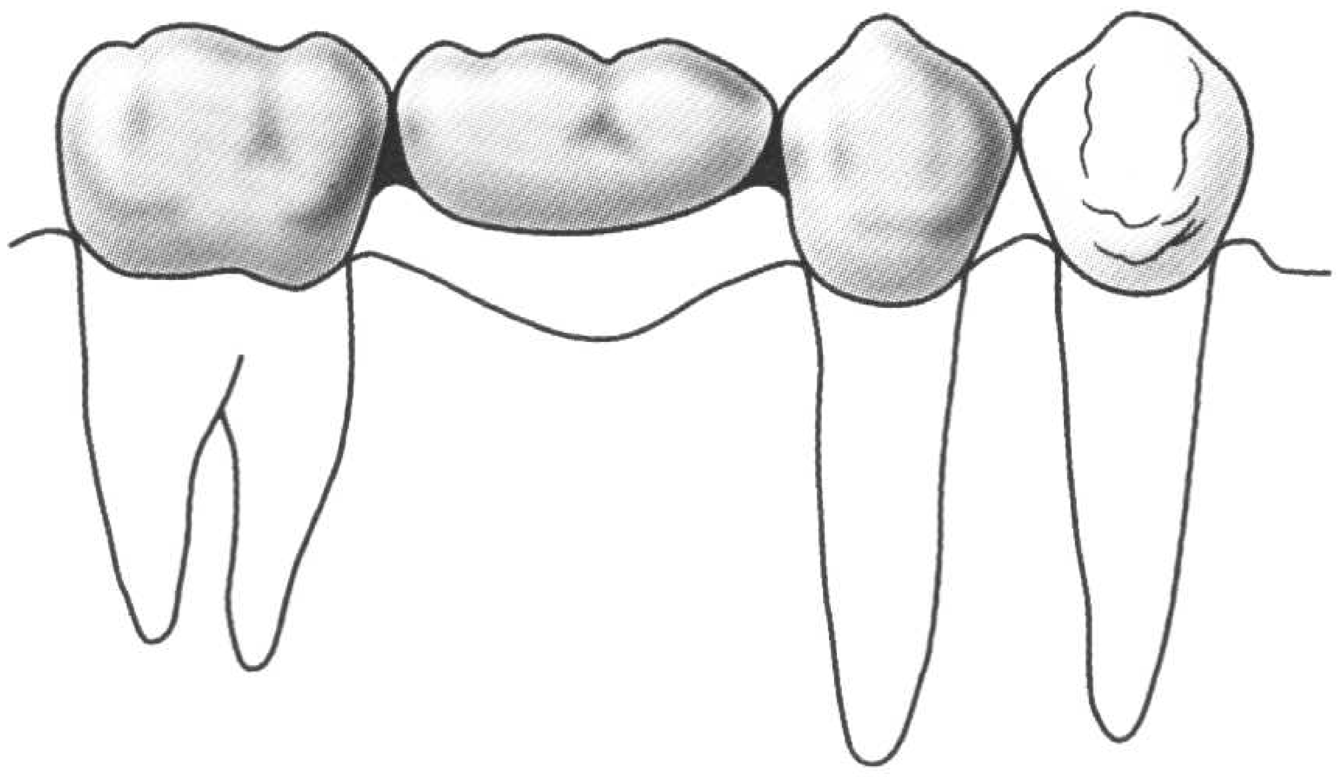


图 10-13　悬空式桥体

（三）桥体形态的设计

1. 桥体的咬合面设计　桥体的咬合功能面包括上前牙的切缘和舌面、下前牙的切缘及后牙的𬌗面。咬合面形态恢复得是否合理，直接关系到固定义齿的咀嚼功能。

（1）咬合面的形态：桥体咬合面的形态应根据缺失牙的解剖形态及与对颌牙的咬合关系来恢复。咬合面的尖、窝、沟、嵴都应与对颌牙相适应，桥体咬合面应形成颊沟与舌沟，桥体与固位体之间应形成一定的内、外展隙及邻间隙，以便于食物排溢。咬合面功能牙尖与对颌牙的接触应均匀，可适当降低非功能尖斜度，以减小咀嚼运动时对固定义齿产生的侧向力。在恢复𬌗关系时，尤其应注意避免前伸或侧向𬌗的早接触。

（2）咬合面的大小：桥体咬合面的大小不仅与咀嚼效能有关，还与基牙承担的𬌗力有关。为了减轻桥基牙的负担，可适当缩小桥体咬合面的颊舌径宽度，并加大桥体与固位体之间舌外展隙，也可以减少桥体咬合面的接触面积，减轻𬌗力。桥体的颊舌径宽度依基牙的支持能力而定，一般为缺失牙宽度的 1/2～2/3。

2. 桥体的轴面设计　桥体的轴面包括桥体的唇颊面、舌腭面及近远中面，它应能恢复缺失牙的解剖形态，满足患者对美观的要求，恢复缺失牙轴面的生理凸度，使在咀嚼运动中，随食物的排溢流动，对龈组织产生生理性按摩作用。

前牙桥体的唇面外形与修复后的美观效果密切相关，在恢复前牙的唇面外形时，应按照天然牙的解剖形态特点和缺牙区的具体情况进行设计。前牙桥体的唇面突度应与邻牙协调一致，桥体的大小、形态、色泽及排列位置都应与同名牙对称，与邻牙协调。若缺牙区间隙异常，为达到改善美观的目的，可采取以下措施：如缺牙间隙过宽，轻者可以通过加大桥体唇面突度，扩大邻间隙，制作轴向发育沟等，利用视觉误差以达到改善美观的目的。严重者，可酌情添加人工牙。如缺牙间隙过窄：可适当多磨除基牙的近缺隙面的牙体组织，以加宽间隙；或可将桥体适当扭转或与邻牙重叠、减小桥体唇面突度、制作近远中向横沟纹等，使桥体的形态、大小接近同名牙。

前牙桥体唇面颈缘线的位置应与邻牙相协调。牙齿缺失后牙槽骨会有不同程度的吸收，若将桥体排列于原天然牙的位置，其颈缘与牙槽嵴黏膜接触，则桥体会显得过长。此时，可将桥体牙颈部略偏向舌侧，同时加大唇面龈 1/3 至中 1/3 的突度，以使其唇面颈缘线的位置与邻牙相协调，而不影响桥体牙的形态、大小和美观。

桥体唇颊面与舌腭面的外形凸度，应按缺失牙的解剖形态特点正确地恢复，使咀嚼食物时，排溢的食物能对软组织起到生理性按摩作用，保证组织健康。若轴面凸度恢复过小，或无凸度，软组织会受到食物的撞击；反之轴面凸度过大，则不利于自洁作用。

桥体唇颊侧邻间隙形态应尽可能与同名牙一致，后牙颊侧可适当扩大，而舌腭侧邻间隙则应扩大，以便于食物溢出和清洁。

3. 桥体的龈面设计　桥体的龈面是桥体与缺牙区牙槽嵴黏膜接触的部分，其接触的形式与固定义齿的自洁作用有密切关系。通常桥体的龈面可设计为接触式或悬空式。

（1）固定义齿修复的时机：固定义齿修复应在牙槽嵴的吸收比较稳定之后进行，如果牙槽嵴吸收未稳定前修复缺失牙，修复后由于牙槽嵴进一步吸收，在桥体龈面和黏膜之间出现间隙，易引起食物嵌塞，并影响桥体龈面的清洁，导致黏膜炎症。通常应在拔牙后的 3 个月左右进行固定义齿修复。

（2）桥体龈面的接触形式：桥体龈面接触形式

的设计，应有利于桥体的自洁作用。

接触式桥体的龈面与牙槽嵴黏膜接触，其优点是美观、有利于发音、对牙槽嵴黏膜有一定的按摩作用，利于龈组织的健康。由于接触式桥体自洁作用欠佳，在不影响美观的前提下，应尽可能减少龈面与牙槽嵴黏膜的接触面积，使接触面积小于原天然牙颈部的横截面积。桥体的唇颊侧龈面与黏膜接触，颈缘线与邻牙相一致，符合缺失牙外形的要求。而舌侧龈面尽量缩小，减少接触面积，并扩大舌侧邻间隙，有利于保持清洁（图 10-14）。对于接触式桥体，桥体龈面与黏膜之间应保持良好接触，既无间隙存在，又不压迫黏膜。如此，咀嚼时桥体对黏膜组织有轻度按摩作用，可促进组织健康。如桥体龈面压迫牙槽嵴黏膜，形成病理性刺激，则可加速牙槽嵴的吸收，在桥体龈端与黏膜之间，逐渐形成间隙而存积食物，引起局部炎症。如果桥体龈面与牙槽嵴黏膜之间存在较小间隙，无法清洁，也会引起黏膜的炎症。

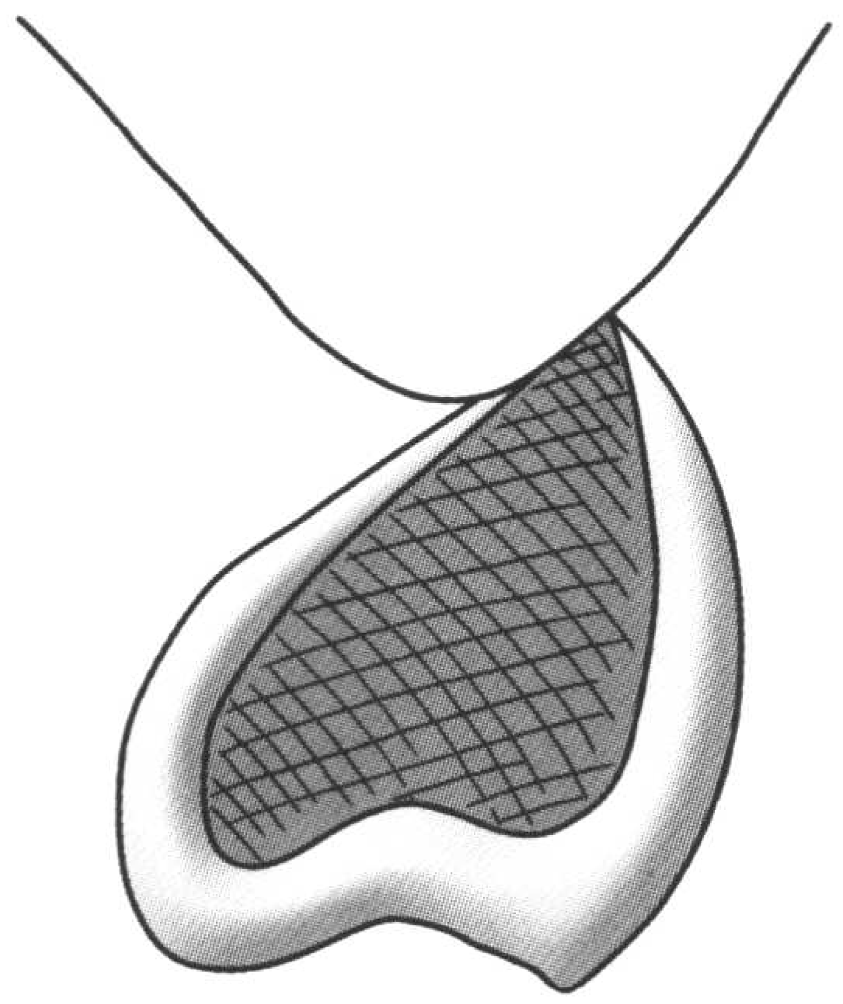


图 10-14　桥体舌侧龈端减少与黏膜接触

悬空式桥体的龈面与牙槽嵴顶的黏膜不接触，而是留出至少 3mm 以上的间隙，便于食物通过而不聚集，清洁与自洁作用良好。悬空式桥体与天然牙的形态差异大，美观性差，舌感不适，主要用于后牙缺失的修复，特别是牙槽嵴吸收较多的病例。

（3）桥体龈面的光滑度：粗糙的桥体龈面使牙菌斑容易附着，导致黏膜炎症。因此任何材料制作的桥体龈面都应仔细抛光，以防止牙菌斑附着。

4. 桥体的强度　桥体的强度主要是指桥体的抗弯强度。桥体在𬌗力作用下发生弯曲变形，基牙会产生弯矩反应，当弯矩反应大于固位体的固位力时，将使固位体松动、脱落（图 10-15）。当固位体的固位力良好时，过大的弯矩则会损伤基牙的牙周组织健康或造成固定义齿的破坏。

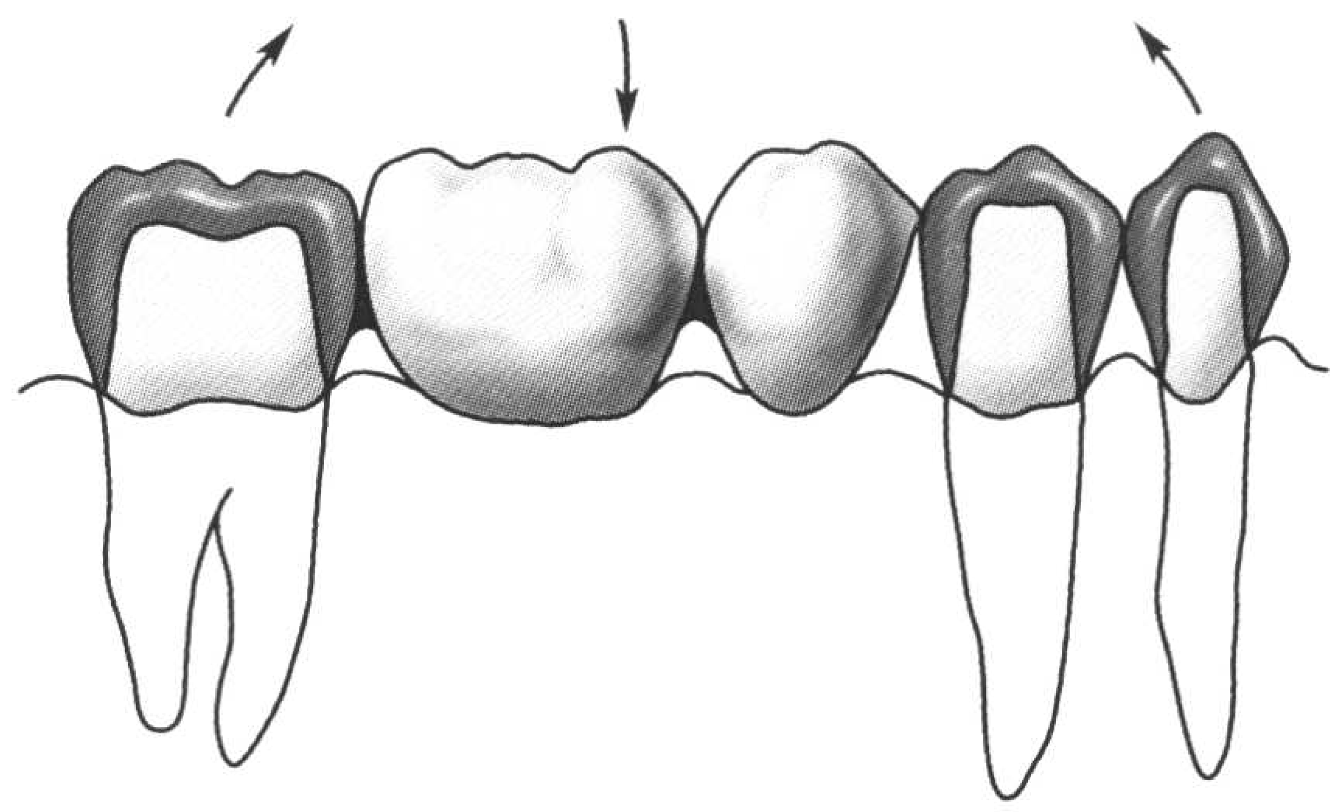


图 10-15　固定义齿屈矩反应的力大于固位体固位力，固位体松脱

影响桥体弯曲变形的因素，主要有桥体材料的机械强度，桥体的厚度与长度，桥体的结构形态和𬌗力的大小。

（1）桥体材料的机械强度：材料的机械强度以材料本身具有的应力极限值来衡量。若材料的应力极限值高，则材料的机械强度大，桥体不容易发生弯曲变形。

（2）桥体的厚度与长度：桥体的厚度与长度，特别是桥体的金属𬌗面或金属桥架的厚度和长度与桥体的抗弯强度密切相关。在相同条件下，桥体的弯曲变形量与桥体厚度的立方成反比；与桥体长度的立方成正比。也可以说，桥体的厚度越大，桥体的抗弯强度越大；桥体的长度越长，桥体的抗弯性能越差。因此，在缺牙间隙大时，应加厚桥体金属层，以抵抗桥体弯曲变形。

（3）桥体的结构形态：桥体的结构形态对桥体的抗弯强度有较大的影响。若桥体截面形态呈工形、T 形、V 形，其抗弯曲能力明显大于呈平面形者。

（4）𬌗力的大小：桥体的弯曲变形是在𬌗力的作用下发生的，𬌗力是导致桥体弯曲变形的主要原因。过大的𬌗力不但会损害基牙的牙周组织健康，还会引起桥体弯曲变形，甚至损坏固定桥。因此，在缺牙间隙长时，应注意减轻桥体𬌗力。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

四、连接体的设计

连接体是连接桥体与固位体的部分，依其连接方式可分为固定连接体和活动连接体。

（一）固定连接体

固定连接体是将固位体与桥体连接成完全不活动的整体。除半固定桥的活动连接端使用活动连接体外，各类型的固定桥连接体都需用固定连接体。根据固定桥的制作方法不同可分为整体铸造连接体和焊接连接体。整体铸造连接体在制作固位体和桥体金属蜡型时，就将二者的蜡型相连接，整体铸造而成。焊接连接体将固位体与桥体的金属部分分别制成后，通过焊接方式把固位体与桥体连接成一个整体，适用于多单位长桥，以保证修复体精度。锤造金属固定桥也是采用焊接连接体。

固定连接体应位于基牙的接触区，由于连接体是固定义齿结构中的薄弱环节，在连接体的设计中，应特别注意连接体的强度，其面积不应小于 $4mm^2$，连接体四周外形应圆钝不能形成狭缝，且应形成正常的唇颊、舌外展隙以及邻间隙，切忌将连接体占据整个邻间隙或压迫牙龈，妨碍清洁与自洁作用。

（二）活动连接体

活动连接体是将固位体与桥体通过栓道式连接体相连接，适用于半固定桥的活动连接端，一般设计于后牙固定桥。栓道式连接体通常由栓体和栓道组合而成。栓体位于桥体上，栓道位于活动连接端的固位体上，通过栓体嵌合于栓道内形成活动连接体（图 10-16）。

活动连接体一般为硬质合金预制的成品，在制作固定桥时，将栓体和栓道分别固定于桥体和固位体的蜡型内铸造而成。但这类连接体价格较昂贵、制作精度要求高、工艺复杂。

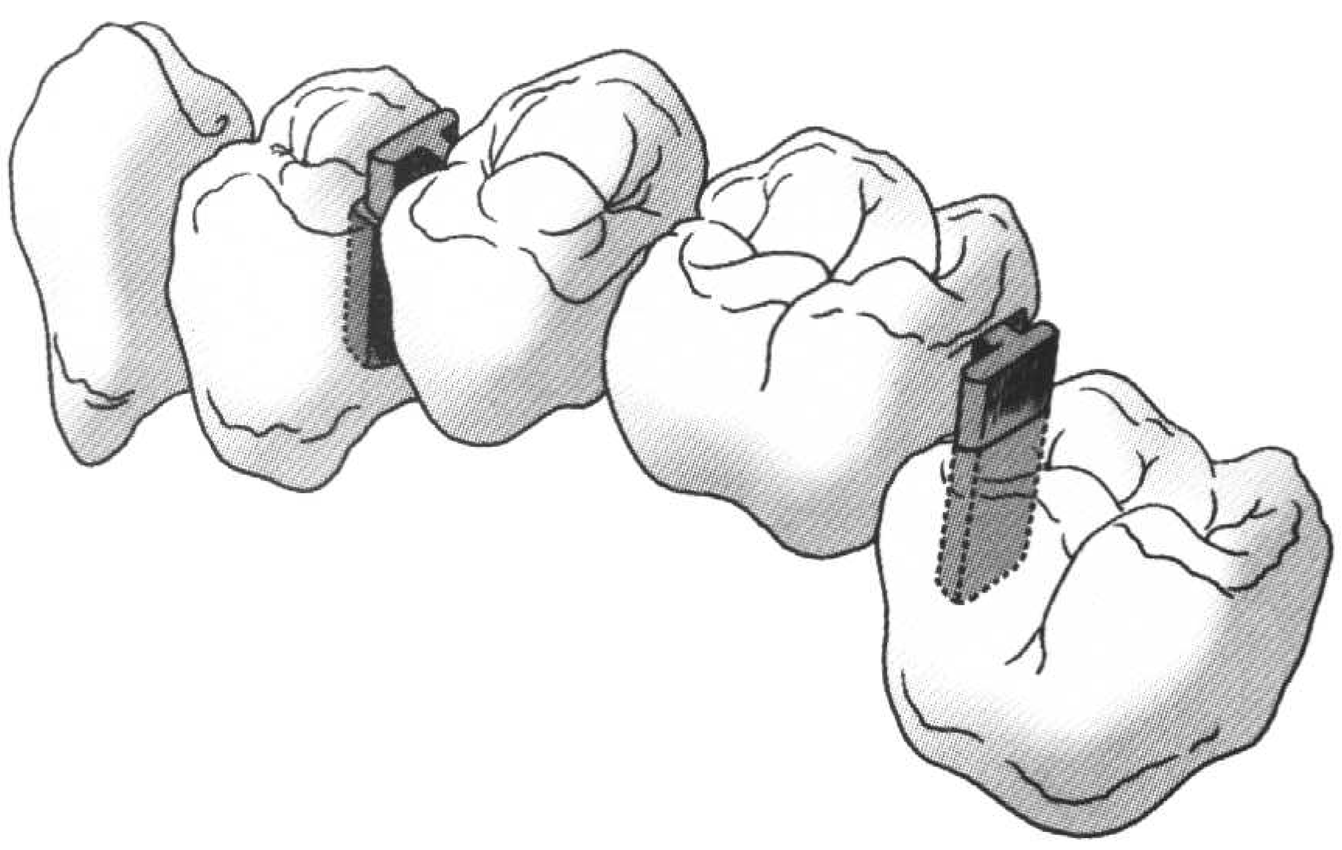


图 10-16　活动连接体

第六节　固定义齿的制作

固定义齿的制作，由于所用材料不同，其制作方法和要求各异。常用于制作固定义齿的材料有金属、树脂和陶瓷，因而制成的固定义齿有：锤造金属固定桥（图 10-17）、整铸金属固定桥、金属-树脂联合固定桥、金属翼板粘结固定桥、金属烤瓷固定桥和全瓷固定桥等。其中，锤造固定桥因强度低、固位体的边缘密合性差，现在临床上已很少采用；整铸金属固定桥因铸造精度不佳、美观性能



图 10-17　锤造固定桥

差，仅可用于缺牙间隙较小的后牙固定义齿修复。此处主要介绍金属-树脂联合固定桥和金属翼板粘结固定桥两种主要采用金属材料制作的固定桥的制作方法。

一、金属-树脂联合固定桥的制作

金属-树脂联合固定桥（metal-resin combined bridge）以金属作为固位体、桥体支架和连接体，以树脂恢复部分桥体，或包括固位体的唇颊面。

（一）基牙牙体制备

固定义齿修复的基牙牙体制备原则、要求和方法与嵌体、冠修复的牙体制备基本相同。但作为固定义齿修复的基牙，在牙体制备时还应注意各基牙的轴面必须相互平行，并与就位道方向一致，才能使固定桥顺利就位。若为多基牙固定桥，特别是有一定弧度的多单位固定桥或涉及双侧牙弓的固定桥，有时取得共同就位道比较困难，常需在牙体制备前取研究模型，在观测仪上观察分析，确定共同就位道的方向、各基牙应如何切割及确定牙体组织的切割量，然后，再按模型设计进行牙体制备，才能获得共同就位道。

对于金属-树脂联合固定桥基牙的制备设计，若固位体位于前牙、前磨牙区，可设计为金属-树脂全冠、3/4 冠，若固位体位于后牙区，则可设计为嵌体、高嵌体、3/4 冠、全冠等。其具体制备方法同嵌体、冠的牙体制备。

（二）印模与模型

基牙制备完成后，做排龈处理。固定义齿一般包括多个牙单位，临床上宜采用硅橡胶印模材料采取全口印模。常规用人造石灌制模型并制作可卸代型。

记录殆关系、上殆架。固定义齿的制作应在殆架上进行，最好采用可调式殆架以便正确地恢复固定义齿的正中殆与非正中殆关系。

固定义齿基牙制备后，必须制作暂时固定桥，以保持各基牙间的关系及基牙与对颌牙间的关系。暂时固定桥的制作方法与暂时冠的制作方法基本相同。调殆、抛光后用暂时粘结剂粘结。

（三）金属桥架的制作

金属桥架包括固位体、桥体支架和连接体。其制作方法有两种，即整铸法和焊接法。

1. 桥体金属部分的制作

（1）前牙桥体金属部分的制作：前牙桥体的金属部分为增力桥架或金属背。增力桥架可以支持一定的殆力，其主要作用是加强固位体与桥体的连接，并作为桥体非金属部分的支架，适用于前牙咬合正常的患者。如前牙咬合紧、殆力大，桥体的唇舌径较小，则宜采用金属背。

增力桥架应与桥体位置及牙弓的弧形形态相适应（图 10-18）。可在每个桥体的中部做成十字形，放置于咬合力最强部位，即位于唇舌方向的中 1/3 和切龈方向的中 1/3 处。为了使桥架能承受殆力，不变形或折断，切端与龈部应留出一定间隙，以备恢复树脂外形，其切龈向的宽度最好相当于桥体切龈高度的 1/3。增力桥架的厚度以 1.0～1.5mm 为宜，可根据桥体唇舌径而定，但不能小于 1.0mm。其厚度一般应与桥体的长度成正比。过厚则树脂太薄，易折断，且唇面透出金属色泽或影响舌侧咬合，过薄则不能支持殆力。

增力桥架的蜡模，常采用间接法在工作模型上制作。将嵌体蜡条按要求制成厚度、宽度合适的 1 个或数个十字形，在殆架的工作模型上制作成增力桥架。然后，根据桥体的位置和牙弓的弧度，将十字形蜡条安放在适宜的部位，插入铸道针，包埋、铸造。

制作金属背时，其唇面应做倒凹或固位形，使唇面树脂有良好固位；切端做成斜面，以保护树脂的切缘，而不妨碍美观；金属背的舌侧面应具有一定的解剖形态。

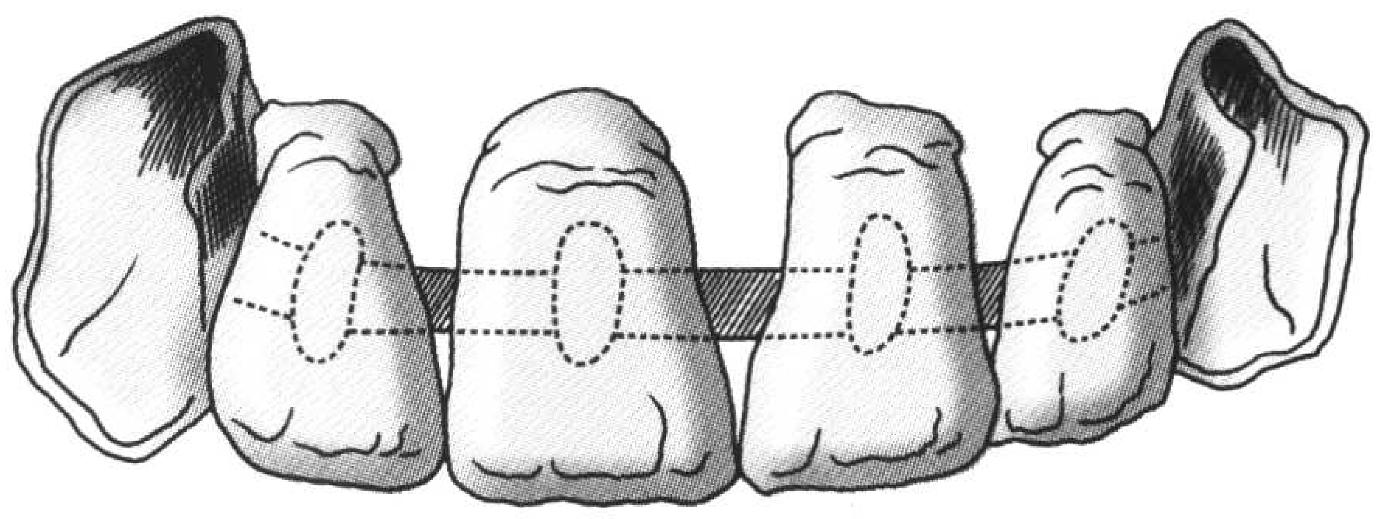


图 10-18 前牙增力桥架

（2）后牙桥体金属部分的制作：因后牙承受的殆力大，桥体殆面应采用金属制作。首先在工作模型失牙区的牙槽嵴上，放置烤软的蜡片，使之与对颌牙殆面保持 1.5～2.0 mm 的间隙，然后在蜡上涂石蜡油，以便于与桥体的蜡模分离。置大小和厚度相当于桥体金属殆面的嵌体蜡于失牙缺隙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

处，闭合𬌗架，使上、下颌牙在正中𬌗位接触。根据桥体设计，修整桥体金属𬌗面的解剖形态，再仔细检查桥体的𬌗关系、牙尖高度、沟、窝、嵴等，使之与对侧同名牙形态协调。然后，在桥体龈端中分插入铸道针，并作 U 形或 T 形固位形，以增强桥体金属部分与树脂部分的连接。

2. 整铸法制作金属桥架　即将固位体和桥体支架的蜡型连接成整体进行铸造。整铸法制成的金属桥架，强度高，操作工序简单，为目前临床上所普遍采用。但必须注意防止蜡型变形和铸金收缩补偿不足对铸件适合性的影响。整铸法适合于制作牙单位较少的固定桥。

以铸造蜡完成固位体及支架蜡型，固位体唇颊面的树脂部分，用开窗回切法在蜡型上制备出唇颊面树脂占据的空间。蜡型的桥体唇颊面去除至少 2～3mm 厚的蜡，并在𬌗面及龈底处至少保留 0.5mm 厚的蜡层，切端保留 0.3～0.5mm 厚的蜡层。为增加金属-树脂界面的结合强度，可采用微型蜡球、失晶粗化、加固位杆等增强金属与树脂间的结合强度。

3. 焊接法制作金属桥架　即将固位体和桥体支架蜡型，分别铸造，用焊接的方法连接成金属桥架。焊接法由于基牙固位体和桥体的适合性逐一认可，如焊接顺利、准确，可获得适合性良好的固定桥。焊接法适合于制作牙单位较多的固定桥。

焊接前，应打磨桥体与固位体的焊接面，保持焊接面的清洁，使焊金畅流，焊接牢固。为了防止焊接时损坏固位体的边缘和焊金流入固位体的组织面，包埋时应仅暴露焊接区，其余的桥体和固位体金属部分全部包埋。后牙桥体应暴露桥体和固位体焊接处的𬌗面和舌面；前牙桥体，包埋时必须暴露焊接处的舌面和由切端至龈端的整个焊接邻近区。焊接完成后，可用 50% 盐酸清洗，去除金属表面的氧化物。

4. 活动连接体的制作　活动连接体一般采用硬质合金预制的成品栓体和栓道（图 10-19），将栓道嵌入活动端的固位体蜡模内，栓体固定在桥体蜡模内与栓道相应的位置上，分别进行包埋、铸造。成品栓体与栓道制成的活动连接体，栓体与栓道嵌合严密，固位良好，抗磨损能力强。活动连接体制作完成后应在口内试戴，检查活动连接端固位体与固定连接端固位体，栓体与栓道的就位情况，栓体与栓道是否密合，以免基牙承受扭力而引起基牙牙周组织的损害。

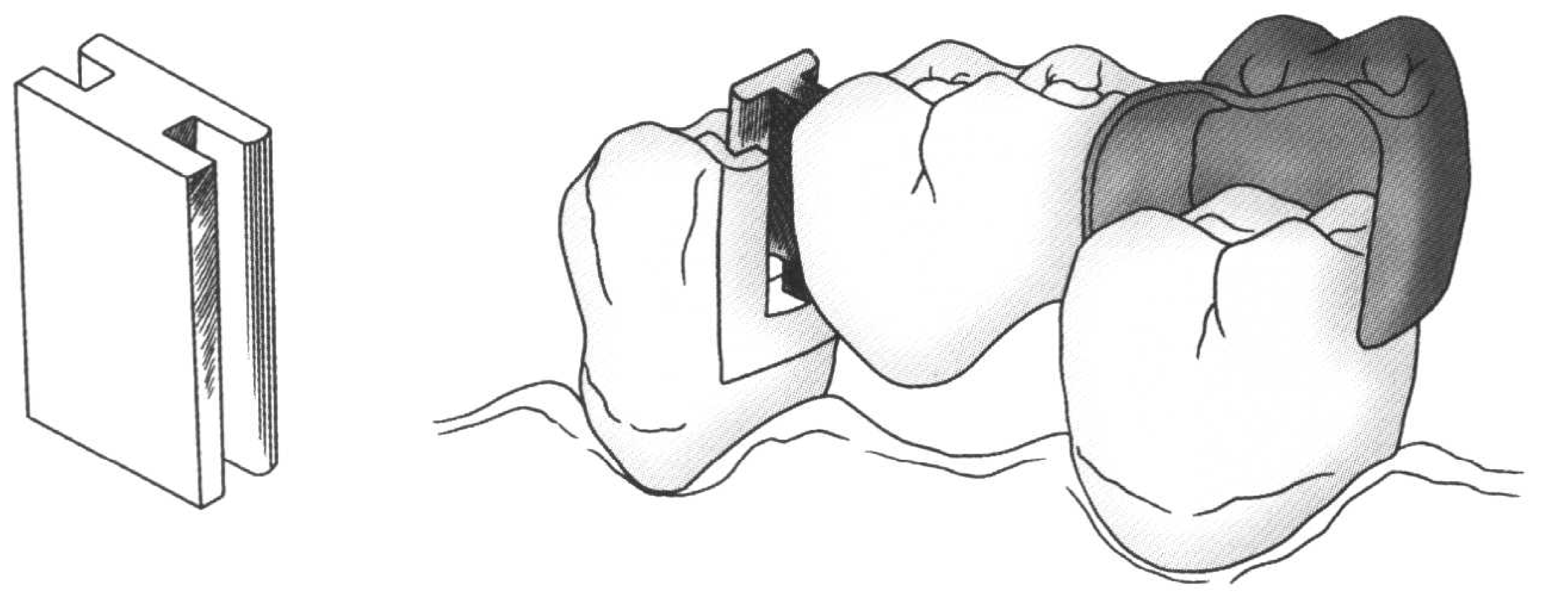


图 10-19　成品栓体及其制成的固定义齿

5. 金属桥架制作的注意事项

(1) 无论是整铸法还是焊接法制作的连接体，均应综合考虑固定桥的强度、美观和清洁性。连接体应位于天然牙的邻面接触区部位，前牙断面呈三角形，后牙断面呈卵圆形；为保证强度，连接体的切龈向和𬌗龈向厚度尽可能做厚些，桥体跨度越大，连接体应越厚；前牙连接体在不影响𬌗关系的情况下应尽可能向舌侧龈方增厚，以免唇侧透露连接体金属而影响美观；连接体的龈端应留出易于清洁、自洁的邻间隙。

(2) 尽量减小桥体龈面与牙槽嵴黏膜的接触面积，各固位体、桥体间应形成清晰的楔状邻间隙，以便于自洁和清洁。

(3) 正确地恢复各固位体和桥体的𬌗面形态和𬌗关系，要求达到上下颌牙齿咬合接触时，𬌗力分布均匀，𬌗关系协调、稳定，无早接触或𬌗干扰。磨牙的𬌗面面积应根据𬌗力大小尽可能缩小，以减轻基牙负担。

(四)树脂部分的完成

金属桥架完成后,先在可卸代型上试戴,在殆架上调殆后,初步磨光,在患者口内试戴,进一步检查固位、咬合、美观,满意后,在口内选择合适的树脂牙面或复合树脂。

将金属桥架放回工作模型上,若以成品树脂牙面制作固定桥树脂部分,应对成品树脂牙做相应磨改,放在待恢复的固位体及桥体的相应部位,使其外形、大小磨改合适。将金属桥架的金属-树脂粘结面做喷砂、超声清洁、干燥处理,然后在结合面上涂布粘结剂或结合剂,在金属桥架上用树脂分层堆积塑形,然后按要求将树脂分层光固化或热压固化完成固化,最后修形、抛光。

亦可采用热凝塑料,经装盒、填胶、热处理,完成固定桥的桥体部分。

(五)固定桥的试戴与粘结

金属-树脂固定桥完成后,应在殆架上进一步检查固位、外形、咬合等,满意后还需在口内试戴。试戴的目的主要是在口内检查固定义齿的固位作用、固位体与基牙的密合情况、固位体的解剖外形及其与邻牙的邻接关系,固定义齿的殆关系,以及桥体的外形、排列、颜色与邻牙是否协调等。

固定桥在口内试戴,磨改后应进行磨平,抛光处理。磨光时不能破坏固定义齿的殆关系、邻接关系,以及固位体的边缘。磨光应由粗到细,固位体的边缘、桥体底部与龈组织接触的部分,均应十分光滑,以免食物堆积,产生继发性龋及牙周炎症。

固定义齿的粘结可根据基牙的状况、固定义齿对于固位力的要求等选择磷酸锌粘结剂、聚羧酸锌粘结剂或树脂粘结剂进行粘结。粘结时,应按常规将固定义齿及基牙消毒,并保持固定义齿、基牙及邻近组织的干燥。将调好的粘结剂涂布于基牙洞壁及固位体的内壁上,顺着戴入道方向,将固定义齿的固位体戴至基牙上,用传力器及小锤微加力,使其就位。固定义齿完全就位后,置棉纱条于固定义齿与对颌牙之间,嘱患者咬紧。待粘结剂凝固后,去除多余的粘结剂,特别应去净龈缘、龈沟内及邻近牙间隙处的粘结剂,以免刺激龈组织,造成牙周病变。告知患者固定义齿的使用注意事项,嘱患者定期复查,完成固定义齿修复。

二、金属翼板粘结固定桥的制作

金属翼板粘结固定桥(resin-bonded fixed partial denture with etched-metal wing)又称马里兰桥(Maryland bridge),是以金属铸造的翼板为固位体及树脂或烤瓷桥体组成的固定桥。翼板的形态为板状,经电解蚀刻或酸蚀刻,采用酸蚀复合树脂技术将翼板固位体粘结于基牙上。粘结固定桥具有切割牙体组织少、美观、舒适、设计灵活、制作简便等优点。金属翼板粘结固定桥是粘结固定桥中应用最广泛,使用时间最长的一种类型。它适用于个别或少数前牙或前磨牙缺失,邻牙牙面有牙釉质能提供适当粘结力。如缺牙区邻牙不能提供足够粘结力且无法扩展基牙数目,或扩大基牙数目后仍不能获得足够粘结力且咬合力大者,则不宜制作粘结固定桥。

(一)基牙制备

基牙制备前应取研究模型,在模型上设计翼板的伸展范围、基牙需要切割的部位、固定桥的戴入方向和共同就位道,并在口内核实研究模型上的设计。

粘结固定桥比较容易获得共同就位道,对基牙位置和排列方向的要求,没有常规固定桥严格,但倾斜及移位的基牙不利于殆力沿牙体长轴方向传导,为获得共同就位道,可能会损伤牙髓,同时显露金属翼板过多也影响美观。金属翼板的厚度约为 0.5mm,因而要求在正中殆位和非正中殆位时基牙与对颌牙间至少有 0.5mm 的间隙。

金属翼板粘结固定桥的固位主要依靠粘结力,但仍需设计一定的固位形和良好的抗力形。必要时,可酌情设计辅助固位形。

1. *前牙金属翼板粘结固定桥的基牙制备* 基牙制备的基本要求:在不影响美观和牙周健康的条件下应尽量扩大粘结面积;两侧翼板的粘结面积尽量接近;具备一定的对抗脱位、旋转的设计;必要时可增加辅助固位形。

前牙金属翼板粘结固定桥的基牙近缺隙侧邻面制备如图 10-20 所示。轻微片切后,形成一定的斜面或浅沟;接触关系良好时不应破坏接触点,两个或多个基牙的邻面最好制备局限于釉质内的浅轴沟,浅轴沟方向应该与共同就位道的方向一致。舌隆突以上的斜面要求均匀磨除 0.5mm,上

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

前牙舌面距切端 2mm 处不磨除，以免切端透过金属灰色。降低舌隆突高度形成舌支托窝，舌隆突至龈边缘龈上 1mm 处可磨除轴面倒凹，形成刃状边缘制备形式。根据殆力的大小及固定桥的固位要求，可酌情制备辅助固位形。如在上前牙邻面偏舌侧处做 0.5mm 深的浅沟、舌隆突上制备针道等。下前牙舌面近切缘处需要磨除，并制备一个较小的切斜面，切斜面内可制备浅切沟作为辅助固位形。由于翼板边缘覆盖切斜面，对美观有一定的影响。

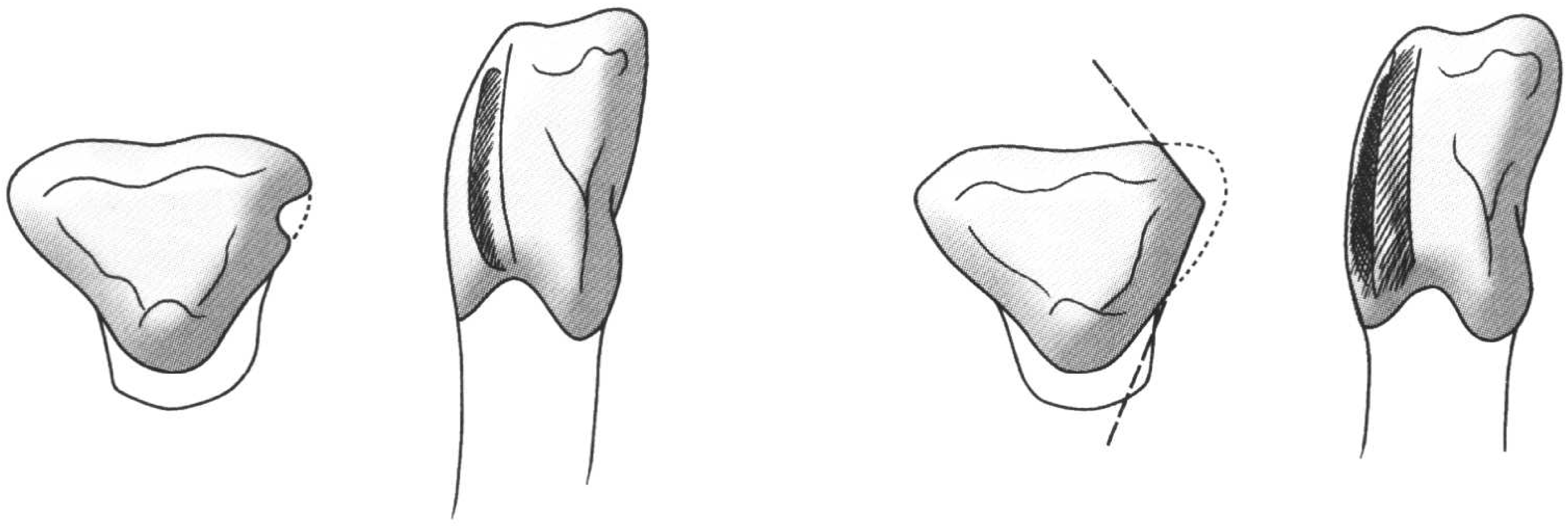


图 10-20　前牙金属翼板粘结固定桥的基牙邻面制备

2. 后牙金属翼板粘结固定桥的基牙制备　基牙制备的基本要求是在不影响咬合、牙周组织健康和美观的条件下，尽量扩大粘结面积，可以覆盖非功能尖，适度扩展殆支托或利用牙体缺损制备箱形等辅助固位形，充分利用邻面板对抗旋转的作用。

后牙金属翼板粘结固定桥的牙体制备是将基牙的缺隙侧邻面、舌面和邻颊轴角处的突度均降至龈上 1.0～2.0mm 处，粘结面的殆龈高度不少于 2.0mm，最好是覆盖大部分舌面。邻面制备后留出邻面板位置，基牙邻面近缺隙侧制备殆支托凹。制备过程中，应保证基牙殆龈方向取得共同就位道。后牙固定桥对咬合功能的恢复要求高，可以采取扩大粘结面积，适当向非咬合区扩展，但不要影响咬合。在对美观无明显影响的情况下，设置较小的颊翼板，利用牙体的缺损和充填物，设计箱状固位形等辅助固位形。

(二)印模、模型及金属支架的制作

基牙制备完成后，常规用硅橡胶印模材料取全口印模，用人造石灌制模型。记录殆关系、上殆架。

在工作模型上用滴蜡成形法完成蜡殆支托，用成品蜡件完成翼板蜡型。要求翼板的厚度不小于 0.5mm，蜡型边缘稍薄，密合无间隙，蜡型的桥体部分设计有固位装置，供唇颊面的非金属部分结合。上前牙翼板蜡型的切端和龈端分别离开模型切缘和龈缘 1.0～2.0mm，下前牙翼板蜡型的龈端离开龈缘 1.0～2.0mm，后牙翼板亦离开龈缘 1.0～2.0mm。舌翼板蜡型最好覆盖大部分舌面，殆支托也较常规可摘局部义齿的殆支托大。

蜡型完成后，常规包埋、铸造、打磨、抛光。由于金属翼板的厚度仅为 0.5mm，喷砂磨光时容易变形，宜选择较低的压力进行喷砂，一般不超过 0.15MPa 压力。

金属支架在模型上试戴，检查就位情况、翼板边缘和模型是否密合、戴入后有无摆动松动现象、有无早接触等。

(三)金属粘结面的处理

金属粘结面经过喷砂、打磨和超声波清洁后，可根据需要采取电解蚀刻、化学蚀刻、硅喷涂和涂布偶联剂等方法做粘结前处理。

1. 电解蚀刻　用电解蚀刻的方法处理金属粘结面，蚀刻后金属表面可形成富含倒凹的蜂窝状结构、不规则的窝洞、空穴和突起的片层结构。与单纯喷砂出现的凹凸状结构相比，电解蚀刻可为粘结剂提供更好的附着基础。

2. 化学蚀刻　化学蚀刻法是在非贵金属粘结面涂布一层强酸类水溶胶，该金属蚀刻胶能够在数分钟内使金属表面产生微孔，使与粘结树脂间形成机械嵌合，而增加粘结强度。化学蚀刻法

简便易行，最常用的强酸是王水。

3. *硅喷涂* 采用高温二氧化硅处理合金表面，使合金表面形成足够的粗糙面和 SiO_2-C 层，粘结树脂与金属之间产生化学性粘结，从而明显地增加树脂与金属的结合强度。硅喷涂需要特殊的设备，使其应用范围受到很大的限制。

4. *涂布偶联剂* 由于偶联剂既可以与树脂基质结合，又可以与金属表面氧化物生成共价键，因而能够明显提高金属与树脂的结合强度。常用的偶联剂有：有机硅烷 KH-570、4-META、NPG-GMA 等。KH-570 分子的一端含有硅氧基团，能够与金属表面氧化物形成共价键，也能与复合树脂中的二氧化硅填料形成 Si-O-Si 化学键，使树脂和金属氧化物产生良好的化学结合。而 4-META 中含有强极性的酸酐基团，它可提高粘结剂在制备牙面上的润湿性，有利于粘结剂向牙面细微结构中渗透。该极性键还可与金属氧化物产生较强的分子作用力，获得较高的粘结强度。

（四）桥体的非金属部分制作

桥体的非金属部分可选用塑料、复合树脂、烤塑、烤瓷等材料制作。

桥体的非金属部分采用复合树脂或塑料时，应采用金属舌背的设计，金属舌背延伸至切缘，加强对树脂或塑料的支持，其延伸以不直接显露金属为宜，以免影响美观。后牙的桥体应为金属𬌗面，桥体的龈面和轴面设计可按常规固定桥的要求设计。

（五）试戴与粘结

口内试戴要求就位顺利、边缘与牙体密合、桥体龈面紧贴牙龈黏膜组织、轴面的形态与邻牙协调、咬合接触均匀无早接触、前牙的切端不透露金属色、有一定的固位力。试戴满意后再对金属粘结面进行处理。

基牙粘结面在粘结前用橡皮杯或毛刷蘸无氟化物的浮石糊剂磨刷釉质表面，然后用 37% 的磷酸酸蚀剂酸蚀 1min，对氟斑牙等异常牙釉质者，可适当延长酸蚀时间。流水冲洗，用无油无水的压缩空气干燥。

金属翼板粘结固定桥要求粘结剂在牙齿釉质和金属表面的润湿性好，有一定的机械强度，界面残存应力小，耐水性好，操作简便，凝固时间适中，对牙髓无害。目前，临床上应用效果较好的粘结剂有含 4-META 的 Super bond B&C 和含磷酸酯的 Panavia EX 等。

金属翼板粘结固定桥的粘结宜采用化学固化复合树脂或者光-化学双重固化复合树脂粘结剂，按常规法完成。粘结过程中，应确保固定桥准确就位，防止粘结剂进入龈沟及桥体龈底部位，以免刺激软组织。粘结剂固化后，应再次检查咬合接触关系。

第七节 固定义齿修复后可能出现的问题及其处理

固定义齿属于永久性修复体，设计合理、制作精良的固定义齿应能较长期地行使功能。临床研究显示固定义齿修复 10 年的成功率在 90% 左右。但是固定桥通过固位体固定于基牙上，以桥体恢复缺失牙的形态功能，而基牙的生理代偿功能将随着患者的增龄、局部或全身健康情况的变化而有所变化。因此，固定桥修复后随着时间推移也可能出现问题。此外，修复前的检查、诊断、修复设计和固定桥制作中每个环节，若有不够妥当之处，都是造成固定桥出现问题的原因。固定桥一旦出现问题，轻者可在口内做适当处理，严重者往往需要拆除固定桥重做，甚而拔除桥基牙，重新设计修复失牙。Goodacre 等对近 50 年来 19 个平均观察时间为 8 年的临床研究资料的综合回顾发现：固定义齿出现并发症的概率为 27%，最常见的并发症是基牙龋坏（18% 的基牙）、基牙需要做根管治疗（11% 的基牙）和固位丧失（7% 的固定义齿）。

一、基牙疼痛

（一）过敏性疼痛

1. 固定桥在戴入和粘结过程中出现疼痛，多由于活髓牙切割后牙本质暴露，当固定桥就位时的机械摩擦、粘结时消毒药物刺激、冷热刺激、粘结剂中游离酸刺激等都会引起基牙的过敏性疼痛。待粘结剂凝固后，疼痛一般可自行消失。因粘结剂为温度的不良导体，可起到保护牙髓作用。

2. 固定桥粘结后近期内遇冷热刺激仍有过

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

敏性疼痛，应考虑是否因牙体组织切割过多已接近牙髓，或因基牙制备后未戴用暂时固定桥保护牙髓，而使基牙经常受到冷、热、酸、甜等食物的刺激而引起疼痛，逐渐发展成牙髓充血、牙髓炎。

3. 固定桥使用一段时间后出现过敏性疼痛，多是由于基牙产生继发龋、牙周炎或牙周创伤致牙龈退缩、固位体固位不良致固定桥松动、粘结剂质量差或粘结操作不当致粘结剂溶解等原因。

处理时，除因粘结原因，在不损坏固定桥的情况下摘除重新粘结外，一般都需要拆除固定桥，治疗患牙后重新制作。如固定桥固位好，不易拆除，亦可在明确诊断后在固位体的殆面上钻孔，进行牙髓治疗。

(二)自发性疼痛

固定桥粘结后，若出现自发性疼痛，应根据疼痛特征，口腔检查并结合 X 线片，确诊是否由于牙髓炎、根尖周炎、牙周炎或异种金属修复体之间产生的微电流引起。

1. 固定桥粘结不久引起牙髓炎，多因牙体组织切割过多、粘结前又未注意牙髓保护、致使牙髓受温度或化学刺激而发展成牙髓炎。可采取在固位体上钻孔做牙髓或根管治疗后充填或拆除固定桥，治疗患牙后重新制作。

2. 若固定桥使用一段时间才出现牙髓炎，此多见于基牙产生继发龋。应仔细用探针检查固位体边缘有无缝隙、固定桥有无松动，有时需结合温度测试、活力试验。若确诊为继发龋引起，一般需拆除固定桥，治疗患牙后重新制作。若因继发龋已引起根尖周病变，常需拆除固定桥，进行根管治疗，甚至拔除患牙，重新设计修复缺失牙。

3. 由于创伤性牙周炎引起的自发性疼痛，常伴有基牙松动，可先行调殆观察，若效果不佳，表明该牙已不能承担额外殆力，应拆除固定桥，轻者进行牙周治疗，严重者须拔牙，重新修复缺失牙。

4. 若固定桥的相邻牙或对颌牙为异种金属修复体引起的电流刺激，常表现为瞬间发作的疼痛，此时消除电流刺激，疼痛即可缓解。一般应改换修复材料，重新制作。

(三)咬合痛

1. 固定桥粘结后，短期内出现咬合痛并伴有叩痛，多因有早接触点引起创伤性牙周膜炎，经过调殆处理后，疼痛会很快消失。若未及时调殆，有时会因创伤而引起急性牙周膜炎，疼痛加剧，牙周膜内因水肿咬合升高，不能咀嚼，调殆困难。必要时，需在局麻下拆除固定桥，待牙齿痊愈后重新制作。

2. 固定桥使用一段时间后出现咬合痛者，应对患者仔细检查，并结合 X 线片，确定是否因基牙负担过重，引起创伤性牙周炎；因牙髓或根管治疗不彻底，引起根尖周炎等。应针对病因，进行相应治疗，如调殆、牙周治疗、固位体上钻孔或拆除固定桥重做根管治疗，甚至需拔除患牙，重新设计修复缺失牙。

二、龈炎、牙槽嵴黏膜炎

固定桥戴用后出现龈缘炎或桥体下牙嵴黏膜发炎，常表现为固定桥粘结后出现牙龈充血、水肿，患者刷牙、咀嚼食物时，牙龈出血。其可能原因有：

1. 固定桥粘结后，溢出的多余粘结剂未除尽，压迫刺激龈组织，引起炎症。

2. 固位体边缘不贴合、有悬突，或全冠固位体、桥体颊舌侧轴面外形恢复不正确，失去对牙龈组织的生理性按摩作用或自洁作用差，引起龈缘牙菌斑附着，造成局部炎症。或固位体边缘或桥体龈端过长，直接压迫和刺激牙龈，形成创伤性炎症。

3. 固定桥固位体与邻牙接触点位置恢复不正确或接触点松，形成食物嵌塞，引起龈炎。

4. 桥体龈面与牙嵴黏膜间存在间隙，或因压迫牙嵴过紧，加速牙嵴吸收而出现间隙以及龈面抛光不足，食物残渣和牙菌斑停滞。或口腔卫生习惯较差，引起龈炎或牙嵴黏膜发炎。

治疗时，除多余粘结剂没去净可通过去除粘结剂消除龈炎外，其余各种原因引起的龈炎，一般在口内无法修整，应拆除后重新制作固定桥。

三、固定桥松动

固定桥松动通常包括基牙松动和固位体松动两种情况。在临床上应仔细鉴别，特别是对于有龈下边缘的全冠固位体，难以判断固位体与基牙间的相对移动。

造成桥基牙松动的原因，多由于牙齿负担过重，超过所能承受的负荷，引起牙周支持组织的损

伤，牙槽骨逐渐吸收。

(一)造成基牙负荷过大的可能原因

1. 基牙本身条件较差，或桥体跨度大，设计的基牙数量不足。

2. 桥体𬌗面恢复过宽或牙尖过陡，恢复的𬌗力过大，或咬合不良，使基牙长期遭受𬌗创伤。

3. 局部或全身健康下降，机体的代偿功能失调，基牙牙周组织的耐受力降低。

对松动的基牙可先采取保守治疗，调𬌗以减轻负担。如果牙周组织损伤严重，且经常引起炎症而产生疼痛，一般应拆除固定桥，治疗患牙，甚至拔除患牙，重新修复缺失牙。

(二)固位体松动、脱落的可能原因

1. 基牙制备不当，如轴面聚合度过大，𬌗龈距太短，或 3/4 冠固位体的邻面轴沟的长度、深度不足等。

2. 固定桥制作缺陷，造成固位体与基牙不密合，而降低了固位体的固位作用，同时由于固位体边缘不密合，粘结剂溶解，失去粘结力，使固位体松动。

3. 金属材料机械强度不足，耐磨性差，固位体穿孔，使得粘结剂溶解，或桥架设计不当，引起桥体弯曲变形。

4. 由于各种原因使基牙产生继发龋，导致基牙牙冠的牙体组织软化或缺损，失去固位力。

5. 粘结剂质量差或粘结操作不当等，亦可造成固位体松动、脱落。

固位体出现松动、脱落，在仔细检查并找出原因后，应针对原因做相应处理。除粘结剂质量差或粘结操作不当，可重新粘结外，一般均需拆除，重新修复。

四、固定桥破损

固定桥戴用一段时间后，有可能出现破损的现象，其可能的原因包括以下几方面。

1. 金属固位体磨损穿孔，可能由于牙体𬌗面制备的间隙不足，造成金属全冠固位体𬌗面过薄，在固定桥试戴时咬合调整，造成金属全冠固位体𬌗面破损；或固定桥粘结后，经长期咀嚼，𬌗面过薄的金属层易磨损，引起牙体组织暴露。

2. 桥体弯曲下沉，多因金属桥架材料机械强度差，或桥架设计不当，如桥体跨度长，𬌗力大，桥架设计与之不相适应。

3. 连接体脱焊或折断，多因焊接技术或焊料有问题。若为整铸桥架，多因连接体的设计不当，如厚度不足或连接处形成狭缝等。

4. 树脂磨损、变色、脱落。对于金属-树脂联合固定桥，因金属桥架的固位形不良或表面处理欠佳、基牙牙体制备量不够、或树脂层无足够的厚度等，均可使树脂层破损、脱落，金属基底暴露。树脂本身的抗磨耗能力低、易变色、体积不稳定，固定义齿边缘常可出现微漏、色素沉着，影响美观与功能。

对于固定桥的破损，除树脂部分的磨耗、变色、脱落等可在口内采用复合树脂修补外，一般需拆除固定义齿，重新制作。

五、金属翼板粘结固定桥松动脱落后的重新粘结

金属翼板粘结固定桥修复后最常见的问题就是金属翼板的松动和脱落。对于完整脱落、没有变形损坏的金属翼板粘结固定桥，经适当的处理后，是可以重新粘结的。

粘结固定桥的松动经常发生在一端的翼板，而另一端翼板尚结合牢固，此时，应该拆除固定桥。为了不损伤基牙和修复体，又能脱去粘结牢固的翼板，可使用超声波洁牙器头，通过振荡，使金属翼板脱落。也可使用去冠器拆除，但应选择好支点，确定脱位方向，使用较小的外力。

粘结固定桥拆除后，应检查翼板，若无变形、损伤，与基牙密合，可经适当的处理后，重新粘结；如果翼板变形，或者是原设计不合理，则应该重新制作。

在对金属翼板粘结固定桥重新粘结时，应注意以下几点：

1. 对基牙上残留的树脂，应该在保留牙釉质的情况下完全去除，未去尽的树脂会影响再次粘结的效果，但磨除过多的牙釉质则会降低翼板的适合性，增加粘结树脂的厚度。在去除大块的树脂后，应轻轻打磨牙釉质粘结面，获得新鲜的牙釉质面供重新酸蚀、粘结。对金属翼板上残留的树脂可以用机械的方法去除后，喷砂处理或超声波水洗。

2. 重新粘结前，应按常规对金属翼板粘结面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

再处理，经过喷砂和超声波清洗的粘结面可选用蚀刻、喷涂或涂布偶联剂处理。

3. 为了保证金属翼板的适合性，金属翼板和桥体支架应完全被动就位。使用与初次粘结时相同的或相似的粘结剂，再次粘结的树脂与初次粘结时可能残留在基牙上的少许树脂突断端重新结合，增强粘结作用。

4. 金属翼板粘结固定桥重新粘结后，应检查殆关系，去除咬合高点。

（陆支越）

参 考 文 献

1 赵云凤．口腔生物力学．北京：北京医科大学，中国协和医科大学联合出版社，1995

2 魏治统，叶德临，杨建民，等．用光弹性方法对固定桥基牙牙槽骨受力的实验研究．华西口腔医学杂志，1984，2(2)：96—98

3 赵云凤，杜传诗，魏治统，等．固定桥基牙牙槽骨的光弹应力分析-垂直向加载．华西医科大学学报，1986，17(1)：29—31

4 唐 亮，赵云凤，黄苏华．下颌后牙固定桥基牙牙周膜应力的三维有限元分析．中华口腔医学杂志，1993，28(5)：261—264

5 朱希涛，白 沁，周辛庚，等．完全固定桥与半固定桥受力状况的激光全息分析．中国生物医学工程学报，1985，4(1)：58—62

6 Tylman SD. Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics (bridge). 6th ed, St Louis: The CV Mosby Co, 1970

7 Smith BGN. Planning and Making Crowns and Bridges. 3rd ed. St. Louis. 1998

8 Goodacre CJ. Designing tooth preparations for optimal success. Dent Clin North Am, 2004, 48(2): 359—385

9 Craig RG, Peyton FA. Measurement of stresses on fixed bridges with electronic strain gauges. J Dent Res, 1967, 46: 615—619

10 Tillitson EW, Craig RC, Farah JW, *et al*. Experimental stress analysis of dental restoratons: Part VIII. Surface strains on gold and chromium fixed partial dentures. J Prosthet Dent, 1970, 24(2): 174—180

11 EL-Ebrashi MK, Craig RC, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations: Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J Prosthet Dent, 1970, 23(2): 177—186

12 Landry KE, *et al*. A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prothesis. J Prosthet Dent, 1987, 57(4): 454

13 Hood JAA, Farah JW, Craig RC. Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. J Prosthet Dent, 1975, 34(4): 415—421

14 Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, *et al*. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent, 2003, 90(1): 31—41

15 Lowe RA. Predictable fixed prosthodontics: technique is the key to success. Compend Contin Educ Dent, 2002, 23(3 Suppl 1): 4—12

第11章 全瓷固定义齿修复

Chapter

修复体是用特殊材料，通过专门的技术制作而成的。因此制作修复体必须首先要有可用于牙科修复体的材料及其配套的专门技术和工艺，才能制作出高质量的修复体。

在20世纪牙科材料的种类和性能方面的研究取得了较大的进展。21世纪材料科学将取得更大的发展，将不断推出新型的牙科材料和新的技术，并广泛地应用于口腔医学临床上，造福于广大人民。

随着信息技术的飞速发展，遗传工程领域的不断突破，现在似乎没有什么是不可能的了。物理、化学和生物学之间的界限正在逐渐消失，不同学科相互融合，相互渗透，促进了各个学科的发展，促进了口腔医学的快速发展。

通过遗传工程可使脱落的牙齿再自身长出，这是人们多年的梦想，将来也可能会实现。也可能通过适当的方法培育出牙齿，然后再植入患者的口腔内。

计算机技术和数码技术的使用和发展，使口腔修复领域的印模可视化、数字化技术可取代传统的印模，即CAD技术，此技术包括修复体设计及加工制作CAM技术。

21世纪研制出氧化铝陶瓷、氧化锆陶瓷，以及纳米陶瓷等优质牙科陶瓷材料。陶瓷和颗粒或纤维强化的聚合物材料不久将会取代金属材料的地位。由于陶瓷材料具有与天然牙近似的颜色和良好的生物相容性，全瓷修复将逐渐取代金属或合金修复体。

制作全瓷固定义齿(固定桥)所用的陶瓷材料性能要求更严格，这种陶瓷必须具有良好的强度和韧性，特别是制作后牙固定桥的陶瓷材料机械性能要求更高。现在可制作全瓷固定桥的陶瓷有德国Vita公司推出的In-Ceram Alumina(氧化铝渗透陶瓷)，义获嘉公司推出的IPS Empress 2铸瓷，以及可制作前牙桥的铸造陶瓷材料。此外，还有采用CAD/CAM技术制作全瓷修复体的陶瓷材料，这些材料不在本章叙述。

第一节 全瓷固定义齿的适应证与禁忌证

全瓷固定义齿(固定桥)不仅能恢复患者缺失牙的解剖形态和生理功能，而且全瓷桥还具有良好的美学和生物相容性，由于其表面光洁不易附着牙菌斑及食物碎屑，不致破坏口腔的生态环境。这种修复体深受广大口腔修复患者欢迎。

全瓷固定桥不是任何患者，或凡是牙列缺损者都能选用的修复体，全瓷固定桥有它适用的条件和范围。

一、适 应 证

(一)口腔牙列内有缺失牙

口腔牙列内有1个牙或数个牙缺失，患者要求修复缺失牙者。

(二)缺牙区的邻牙需要修复

缺牙区的一侧或两侧邻牙有牙体缺损、龋坏或变色者，需要进行修复治疗者，可做全瓷桥将龋坏等牙作为桥基牙一并修复。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（三）缺牙区的拔牙创完全愈合

牙槽嵴吸收稳定，不再持续吸收。牙嵴形态基本正常，无残根及骨突，牙嵴黏膜正常无病变，这样可使全瓷固定桥的桥体建立在较稳定的健康的牙槽嵴上，发挥固定桥应有的生理功能。

临床上有些患者要求拔牙后短期内就进行修复，以恢复美观及功能。此时可做暂时固定桥修复，待牙槽嵴完全恢复正常，牙槽骨吸收稳定后，再做永久性固定义齿修复。若拔牙创未愈合做全瓷桥修复，则待拔牙区伤口完全愈合后，因牙槽骨吸收，水肿消失等使全瓷桥的桥体与牙槽嵴黏膜之间不密合，产生间隙。不仅嵌塞食物，给患者口腔清洁卫生造成困难，而且影响美观。特别是前牙全瓷桥修复。

（四）口腔𬌗关系基本正常

𬌗关系正常者，使全瓷固定桥可建立正常的咬合平衡，不仅可使固定桥发挥良好的生理功能，还可以保护基牙、保护桥体下面的牙槽嵴，全瓷桥更坚固耐用。若口腔中牙排列错位，𬌗关系紊乱，有反𬌗、锁𬌗、深覆𬌗，则固定义齿很难设计及制作。基牙错位，不易使固定桥获得共同就位道。若对颌牙向缺牙间隙内伸长，制作固定桥时，桥体的𬌗龈高度过小，勉强进行固定桥修复，则修复后，由于桥体受力过于集中，桥体易在连接体处折断，使桥体与固位体分离，造成桥体脱落。因此，制作固定桥修复时，要求口腔上下颌牙齿的𬌗关系应基本正常，缺牙间隙具有适当的𬌗龈高度，邻牙无倾斜移位等。

（五）陶瓷材料力学性能达到要求

陶瓷材料因种类、组成、结构的不同，各种陶瓷材料的力学性能有所差异，特别是陶瓷材料的强度和断裂韧性是关键。弯曲强度在250MPa以上可制作前牙全瓷桥；弯曲强度350～450MPa，断裂韧性为4.2MPa・$m^{1/2}$可作前、后牙全瓷的3单位桥，600～800MPa（弯曲强度）可制作前、后牙多单位全瓷桥。

因此在适应证的选择上还必须考虑临床上目前有哪些陶瓷材料可用。同时医师与制作全瓷固定桥的技术人员应对所用陶瓷材料的种类、组成、结构性能，以及制作修复体的操作技术，认真地学习和掌握，才能设计和制作出高质量的、舒适的、美观的、生理功能良好的全瓷固定义齿修复体。

（六）基牙健康

固定桥是以缺失牙的邻牙作为桥基牙。固定桥承受的𬌗力由基牙和桥体来承担。基牙的情况是决定能否可作固定桥的关键，要求基牙的牙冠、牙髓、牙根、牙周健康。

1. *牙冠*　作为基牙的牙冠，形态正常，牙冠𬌗龈高度适宜。若牙冠缺损、龋坏，经适当治疗，仍可作为桥基牙；若为发育畸形牙，但不影响固位体的固位的，可作为基牙；若牙冠缺损面积大，牙冠形态不良，临床牙冠过短，均可采取增强固位力的措施，可在基牙制备时，增加牙体的𬌗龈向垂直高度，增加辅助固位形，可使用根管内桩核固位，必要时也可增加基牙数目，以增强固定桥的固位力，满足固定桥固位要求。具有以上条件的基牙牙冠，可选作全瓷固定桥的基牙。

2. *牙髓*　作为基牙最好是健康的活髓牙。若牙髓有病变，应进行完善的牙髓治疗，并经过一段时间观察，确定病变已治愈，不影响固定桥修复效果者，可作为基牙。经过牙髓治疗的牙，牙冠和牙根因髓室内无血管神经营养，失水牙冠逐渐变色变脆，采取桩核措施可增加牙体强度。但牙髓治疗不彻底，或牙髓治疗后剩余牙体组织大量减少，固位体的固位及支持受到影响时，则不宜选作基牙。

3. *牙根*　基牙的牙根应粗壮并有足够的长度。多根牙最好，不仅根多，还有分叉，支持力强。若患者有牙周病变，牙槽骨有吸收，若牙槽骨吸收少，不超过根长的1/3，尚有2/3的牙根保持在牙槽骨内，而且牙齿稳固，则可作为固定桥的基牙。若患者有牙周病，多数牙松动，可以增加基牙数目，做成全瓷固定桥夹板，分散𬌗力，对松动牙治疗有利。若牙根短、小，而且为细根牙，可增加基牙数目，以增强固定桥的支持力。

4. *牙周组织*　牙周组织包括牙龈、牙周膜、牙槽骨。牙槽骨与颌骨连接。选作全瓷固定桥的基牙，牙周组织应是健康的。牙龈组织无炎症、红肿、增生等现象；牙周膜无增厚、变薄情况；牙槽骨无吸收，其结构正常，无根尖周病变。若牙槽骨有吸收，但只有近牙颈部的1/3处有吸收，其余牙槽骨正常可作为基牙。牙周病患者，多数牙齿的牙槽骨有吸收，但牙齿稳固不松动，牙槽骨吸收不超过根长的1/2，牙周病基本达到治疗稳定期，患者

要求做固定桥修复的，可以增加基牙数目，设计固定夹板修复(固定桥)。

5. *基牙排列* 选作固定桥的基牙，应排列在牙弓中正常的位置上，不产生倾斜错位，以便制作固定桥时，求得固定桥的共同就位道。若个别基牙错位严重，在取得患者同意后，可将牙髓失活，再做桩核，改变牙冠方位，获得固定桥的共同就位道。

(七)缺牙间隙适当

缺牙间隙的大小是千变万化的，因有些缺隙是拔去的错位牙或龋坏牙，牙拔除后，长期不进行修复处理则缺隙的近远中牙移位，缺隙较窄，即小于同名牙的间隙；有些患者口腔中牙齿之间本身就有间隙，当牙齿拔除后，其缺牙间隙较同名牙的间隙大些。以上叙述的是缺牙间隙的近远中的大小，此外缺隙的䝙龈高度也很重要。当口腔中有错位牙时，特别是缺牙后久不修复，则对颌牙向缺隙伸长，使缺隙的䝙龈高度变小。

理想的全瓷固定桥修复，要求缺牙间的䝙龈高度和近远宽度适当，与同名牙宽度、高度相近。在上述情况设计和制作的全瓷桥，才能发挥应有的生理功能，并美观、耐用。

(八)全身心健康

制作全瓷固定桥的患者，身体和心理应是健康的。若身体有某种疾病，不能承受较长时间的牙体制备手术，或是神经衰弱，精神不振，思想不清晰等，不宜做全瓷固定桥修复。

全瓷桥与金属固定桥、金瓷固定桥不同，全瓷固定桥是全部由陶瓷材料制作的固定桥，因陶瓷材料的组成，结构的关系，全瓷固定桥的适应证应严格掌握。在临床工作中我们常遇到固定桥修复的失败，其中有些因素是由于适应证掌握的不恰当，或者是对患者口腔情况检查不仔细、不深入，有些问题未查出来，待固定桥修复后使用一段时间后出现病变。

二、禁 忌 证

(一)年龄较小

年龄小者，临床牙冠较短，髓室大，髓角高，根尖未完全形成。制备全瓷固定桥基牙牙体时受到一定的限制，若有不慎制备时易伤及牙髓，给患者造成不利影响。

(二)䝙关系异常

患者前牙反䝙，后牙锁䝙，基牙无法制备出共同就位道者，不宜做全瓷固定义齿修复。

(三)缺牙间隙过大

当缺牙间隙超过同名牙的近远中宽度时，则修复的固定桥的桥体必然要长些，桥体过长，桥体䝙面承受的䝙力不易分配到两端的基牙上，桥体受力较重，长期负荷过大，易造成全瓷固定桥失败。

(四)深覆䝙

在口腔修复临床上常见有些患者前牙为深覆䝙，上下前牙成面接触，甚至有些患者上前牙切缘与下前牙的龈组织接触，上前牙的舌面和下前牙的唇面严重磨损。要制备出牙体唇、舌面的足够间隙，以容纳瓷的厚度，是非常困难的。若将其牙髓失活做桩核修复，能求得全瓷固定桥的共同就位道，这也是可行的方案。但患者是否同意牙髓失活处理，尚须考虑。

(五)缺失牙数多

当牙列内牙齿缺失较多，余留牙的牙周组织健康较差，牙齿有松动，牙槽骨吸收超过根长的1/3。由于缺失牙多，需选用多个基牙，增加基牙数目，以增强固定桥的强度，但余留牙牙周组织有吸收，难以选作基牙，也就不宜制作全瓷固定桥。

第二节 全瓷固定义齿的设计

全瓷固定桥设计之前，医师应对患者口腔情况进行全面地、仔细地检查。检查内容包括缺牙部位和数目，缺牙区牙嵴情况，余留牙情况，特别是缺牙区邻牙的健康情况，有无倾斜错位，䝙关系情况等。若有牙体、牙周疾病应立即进行相应治疗，并进行全口洁牙及调䝙。

关于全瓷固定桥的设计主要包括基牙的设计、固位体设计、桥体设计及连接体设计。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、基牙的设计

(一)基牙的重要性

基牙是承担固定桥桥体殆力的主要单位，是固定桥的桥基。要求基牙牙冠和牙根健康，具有足够的固位、支撑能力，固定桥才能很好地行使其生理功能。因基牙不仅要承担本身固位体所受的殆力，还要承受桥体上的殆力，基牙的负荷是较重的，所以基牙必须是健康的支持力好的牙齿。

基牙不仅对固定义齿起固定和支持作用，还将桥体连接在固位体上，使固定桥成为一个整体，从而使固定桥将承受的咀嚼压力，传递到基牙及基牙的牙周组织和颌骨上。因此，基牙的情况决定着固定桥的成败。

(二)基牙的必备条件

1. *基牙的支持力* 基牙承受着固定桥的殆力，殆力由基牙的牙冠传递到基牙的牙周膜，由牙周膜再传递到牙槽骨，然后再传递至颌骨而分散。一个健康的基牙，牙冠、牙根以及牙周组织应该均是健康的正常的，这种牙齿不仅可承担该牙本身的殆力，还可以发挥出一定的潜力。固定桥的设计原理就是基于基牙具有一定的潜力，牙周组织角潜力是固定桥设计的生理基础。基牙的牙周潜力与基牙的支持固位作用密切相关，牙周组织健康，牙周的潜力大。而牙周潜力与基牙牙根的形态、长度、粗细、数目有关系。

多根牙的支持能力大于单根牙；粗壮牙根比细小牙根支持力强；长牙根较短牙根的支持力强；有分叉的多根牙比无分叉的单牙或者融合牙的牙支持力强；牙根的横截面呈扁圆、椭圆形的支持作用好。

在临床上常见有些基牙的颈部有牙槽骨吸收，甚至有时常见临床牙冠变长，这时可以根据临床牙冠与牙根的比例作为参数来确定基牙。临床冠根比例为 1：2 或 2：3 者，说明根长于牙冠，确定该牙为基牙是较为理想的。若冠根比为 1：1 时，也可选作基牙，但这是较差的低限度，超过此限度不宜作为全瓷固定义齿基牙。

2. *基牙的固位力* 基牙应具有良好的固位力，使固定桥的固位体固定在基牙上，固定桥在行使咀嚼运动中不致脱位或松动。基牙的固位能力与基牙的牙冠形态及牙根有一定关系。

基牙的牙冠应有足够的牙体组织，具有适当的形态和足够的牙本质组织，提供固位体的固位和支持。基牙的牙冠长、体积大，可增强固位体与基牙制备体的接触面积，从而增加固定桥固位体的固位力。若牙冠短小或畸形，则固位效果差。

若牙冠殆面严重磨耗、磨损的牙，咬合紧，殆面牙本质已暴露并近牙髓者，牙冠殆龈高度小，固位体的固位力不足时，则不宜选用基牙，若要选作基牙，需要做牙髓失活，进行根管治疗，可利用牙根固位，制作桩核增强固位。一般认为，基牙最好是活髓牙，活髓牙具有正常的代谢功能和反应能力，可以维持牙体组织的健康。采用基牙的牙根固位者，牙根应长而粗壮，能提供良好的根桩固位，并经过完善的根管治疗。

3. *基牙在牙列中的位置正常* 要求基牙在牙列中处于正常的位置，无错位、无倾斜、无过度伸长等现象，便于全瓷固定桥进行基牙牙体制备时，求得共同就位道。

(三)基牙数目

临床上修复时，常遇到缺牙的数目多少是不同的，基牙的情况也是各种各样的，医师应根据患者的具体情况进行正确的判断。一般一个牙缺失，选择缺隙相邻的两个牙作为基牙；假若一侧的基牙支持及固位力较弱时，可在弱的一侧再增加一个基牙共同支持。2 个牙连续缺失时，可选用缺隙两侧邻牙作为基牙，在支持力较弱的一侧增加基牙。若 2 个牙间隔缺失，可选用缺失间隙两端的邻牙及 1 个中间牙作为基牙。当 1 个中切牙缺时可选用间隙相邻的两个牙作基牙；若 1 个中切牙和 1 个侧切牙连续缺失，可选用一侧的尖牙和另一侧的中切牙作为基牙进行全瓷固定桥修复。

当后牙缺失，因后牙的咀嚼功能强，牙齿承担的殆力大，基牙负荷也大。当第一磨牙缺失时，可选用缺隙相邻的邻牙作基牙，若前面基牙较弱可以再增加 1 个前磨牙来作为基牙，以增强支持和固位。

总之，基牙的数目应根据缺牙的数目和基牙的牙冠形态和基牙的牙周组织健康情况决定。Ante 提出的用牙周膜面积决定基牙数目，可作为参考，Ante 认为基牙牙周膜面积之和应大于或等于缺失牙牙周膜的面积。临床上牙周膜的情况是

无法直接看到的，可以根据牙齿稳固性确定，如果基牙松动，则牙周膜面积会减小。在临床上可观察 X 线片上牙槽骨吸收情况，牙周膜在牙根上的高度，如牙周膜位于牙颈部，或是位于根长的 1/3 处等。还可从 X 线片上看到牙周膜的宽度是否正常，以协助确定全瓷固定桥需要选用几个基牙。

（四）基牙的共同就位道

固定义齿是一个整体，其制作是在口外模型上完成后再戴入患者口腔内的基牙上的，因此，2 个、3 个或 3 个以上的基牙制备时必须由同一个方向使固定桥戴入，这样固定桥固位体才能在基牙牙冠的制备体上完全就位，紧密贴合，固定桥才能获得良好的固位与支持，才能发挥固定桥的生理功能和美学效果。

若基牙有倾斜，可根据具体情况适当地多磨除基牙倾斜侧，以去除倒凹，也可适当地改变固定桥的就位方向，获得共同就位道。若基牙倾斜度过大，制备牙体时易伤及牙髓，同时固定桥修复后，咬合力不能顺着牙长轴传递时，易损伤牙周组织，则应另选基牙或重新设计固定桥。此种情况下也可设计为半冠固位体，可先完成根管治疗后，再做固定桥修复，年轻患者也可先正畸再做修复。

（五）保护基牙

基牙进行牙体制备后，牙冠的牙本质暴露，对空气、温度和化学物品产生过敏现象，使患者感到不适；制备体暴露在口腔中易被污染；患者进食不慎有可能将制备体折断。因此，牙体制备后必须用暂时固定桥将基牙保护起来。暂时固定桥可恢复缺失牙的解剖形态及生理功能，但应注意不能像永久固定桥一样咀嚼硬的食物。

暂时修复体可恢复前牙的美观、维持缺牙间隙，保持牙列的稳定。

二、固位体的设计

固位体是固定桥中连接基牙与桥体的部分，通过粘结剂将固定桥的固位体牢固的固定在基牙上。固位体应能承受各个方向的咀嚼压力，并将各种力传递到基牙，仍能固定在基牙上，不产生松动，甚至脱落。固位体是固定义齿成功的重要因素。

（一）对固位体的要求

1. 固位体应有良好的固位力和抗力，在承受口腔咀嚼功能运动时，仍然牢固的固定于基牙上，不松动、不脱落、不破坏。

2. 固位体能够恢复基牙的解剖形态，生理功能，具有美观的外形和良好的自洁作用。

3. 两个或多个固位体，应具有共同的就位道，可以使固定桥顺利地戴入基牙的制备体上。

4. 固位体应能保护牙体、牙髓和牙周组织的健康，基牙不致因外力而折裂，保护牙髓的活力，不致因修复固定义齿造成牙周组织的病变。

5. 制作固位体的材料应具有良好的力学性能，加工性能，稳定的化学性能，以及生物安全性和生物相容性。

6. 固位体应具有良好的精度和适合性，特别是固位体的边缘应与基牙制备体表面密合，颈缘贴合易自洁。固位体的周围边缘应将制备体的牙本质全部覆盖起来，否则固定桥粘结后，未覆盖的牙齿颈缘牙本质易产生过敏现象，给患者造成不良影响。

7. 对固定义齿固位体固位的要求，应高于一般单个的全冠修复体，因固位体还需分担桥体上的𬌗力。固位体固位力的大小应根据固定桥在牙列中的位置等情况而定，如前牙桥与后牙桥，以及桥体的长度、桥体的弧度来确定，固位体的固位力应与上述情况相适应。

（二）固位体的选择

关于全瓷固定桥的固位体主要有冠外固位体和根内固位体两种。

冠外固位体即全冠和部分冠因固位力强，磨除牙体组织少，冠的边缘线短，并能达到美观的要求，临床上全冠固位体应用广泛。全瓷固定桥几乎多选用全瓷冠作固位体。

根内固位体即根桩固位体固位力好，并能恢复基牙牙冠的解剖形态、符合美观要求。根内固位体多用于基牙大面积缺损，或前牙牙冠折断1/2伤及牙髓的牙，这些患牙应经过完善的根管治疗，根尖无病变者尚能作为基牙。根内固位体因根管方向的限制，难与其他基牙获得共同就位道，很少直接使用根内固位体，而是先制作桩核，桩插入根管内固位，核完成后，制备成全冠制备体的形状，在核上做全瓷冠固位体，这种修复不仅易使各基牙获得共同就位道，而固位体也获得较强的固位力和支持力。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(三)设计固位体注意事项

1. 双端固定桥两端固位体的固位力应相近　当固位体的固位力相近时，固定桥在行使功能时两端基本共同分担桥体上的殆力，两端固位体受的殆力，基本上是均衡的。如两端固位力相差较大，固位力弱的一端容易产生松动，固位力强的一端增加了基牙的负荷，松动端的基牙易产生龋坏，最后将导致固定桥脱落。在设计固位体时应使固位体的固位力达到均衡，必要时，在固位力弱的一端可以增加基牙。

2. 单端固定桥要求固位体的固位力强　单端固定桥只有一端有固位体，固位体端承担着全部固定桥的殆力，这类桥易产生杠杆作用。因此，要求固位体的固位力要强，一般可选用 2 个基牙。

3. 固位体间的共同就位道　固定桥一般有 2 个或 3 个固位体，固位体之间必须建立共同就位道，才能使全瓷固定桥顺利就位于基牙制备体上。

4. 缺隙邻牙有缺损或畸形可选作基牙进行修复　在口腔修复临床工作中常见缺失牙缺隙邻近的牙齿有病变，或缺损、畸形，应在病变治愈后，可将患牙作为基牙一并修复。若基牙牙冠部分有充填物应使固位体将充填物全部覆盖，固位体的边缘终止于牙本质上，这样除防止充填物脱落外，用全瓷固位体覆盖还可以增加美观和坚固性。

5. 固位体应达到美观的要求　固位体应能恢复基牙的解剖形态在牙弓上的排列方位，并具有与天然牙颜色相近似的色泽，特别是前牙固位体要求更严格，全瓷固位体可通过配色达到要求。

三、桥体的设计

桥体是固定桥恢复缺失牙形态、功能以及面容美观的重要部分。固定桥的成败与桥体的设计密切相关，同时还直接影响着口腔组织的健康。

(一)对桥体的要求

1. 能够恢复缺失牙的解剖形态和生理功能，维护牙列的完整性。

2. 恢复的桥体外形应易于清洁，具有良好的自洁作用，符合口腔卫生要求。

3. 桥体的长度、宽度和形态，特别是后牙桥体殆面形态，应与基牙、固位体的支持力固位力条件相适应，有利于基牙及牙颌系统的健康。

4. 制作桥体所用陶瓷材料应具有良好的力学性能，强度和韧性好，并有良好的化学稳定性和生物相容性、生物安全性。

5. 桥体与连接体的连接应坚固，能承受正常的咀嚼压力，不变形不折断，不与固位体分离。

6. 形态、色泽美观，与邻牙协调，患者感觉舒适。

7. 桥体龈端不压迫口腔牙槽嵴黏膜，具有清洁作用。

(二)全瓷固定桥桥体的优点

1. 全瓷固定桥桥体可根据同名牙的形态和颜色制作出与邻牙形态、颜色协调的桥体，色泽近似天然牙。

2. 全瓷桥体表面明亮光滑不易附着食物碎屑及细菌，易于自洁。

3. 瓷桥体与口腔牙槽嵴黏膜接触无刺激作用，无毒，不致炎症、不致畸。

(三)桥体的类型

关于桥体的类型，有以制作桥体所用材料不同的来分类，有以桥体龈面与牙嵴的接触形态来分类的。本章讲述的是全瓷固定义齿，此处仅讨论桥体龈面与牙嵴接触的形态分类。

1. 盖嵴式(ridge-lap)　盖嵴式桥体的龈面与唇(颊)侧黏膜为线状接触，接触区小，舌侧呈三角形开放式(图 11-1)。多用于牙槽嵴吸收多的患者。

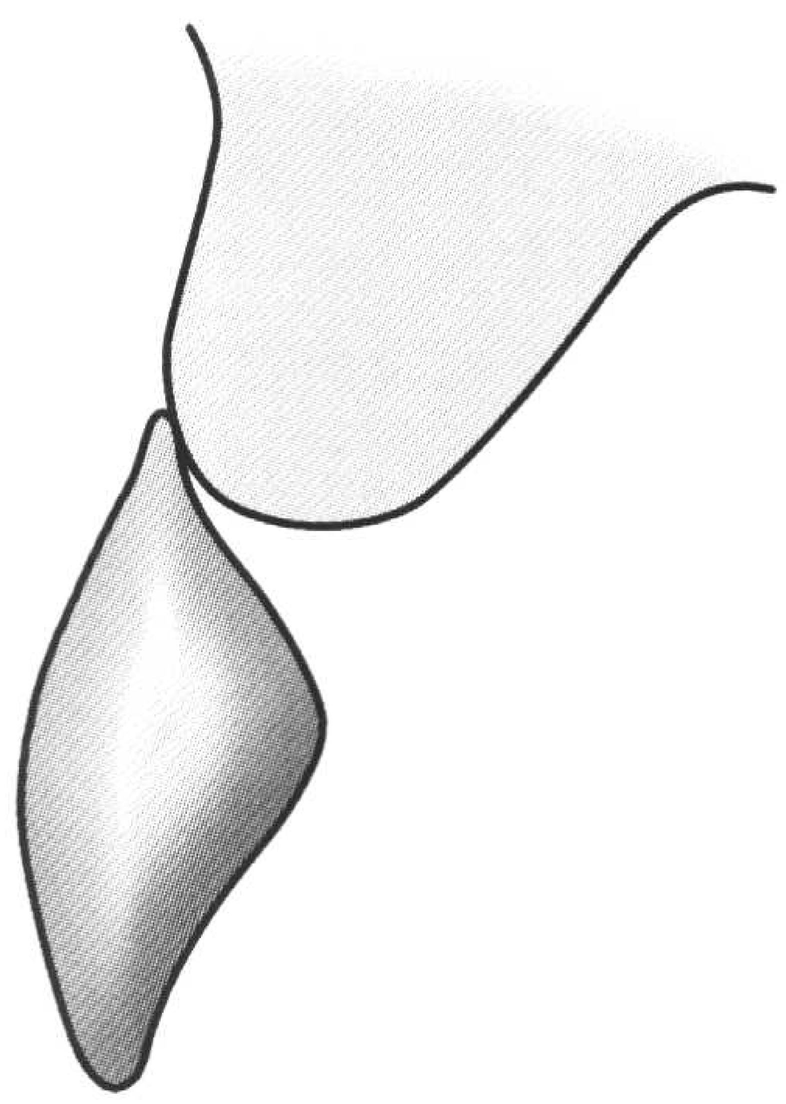


图 11-1　盖嵴式桥体

2. 改良盖嵴式(modified ridge-lap)　改良式桥体是将桥体龈面在唇(颊)侧的接触区扩大至龈

嵴顶(图 11-2)。这种改良盖嵴式桥体可以防止食物进入桥体龈面与牙嵴黏膜之间,有一定的自洁作用,患者感到舒适。

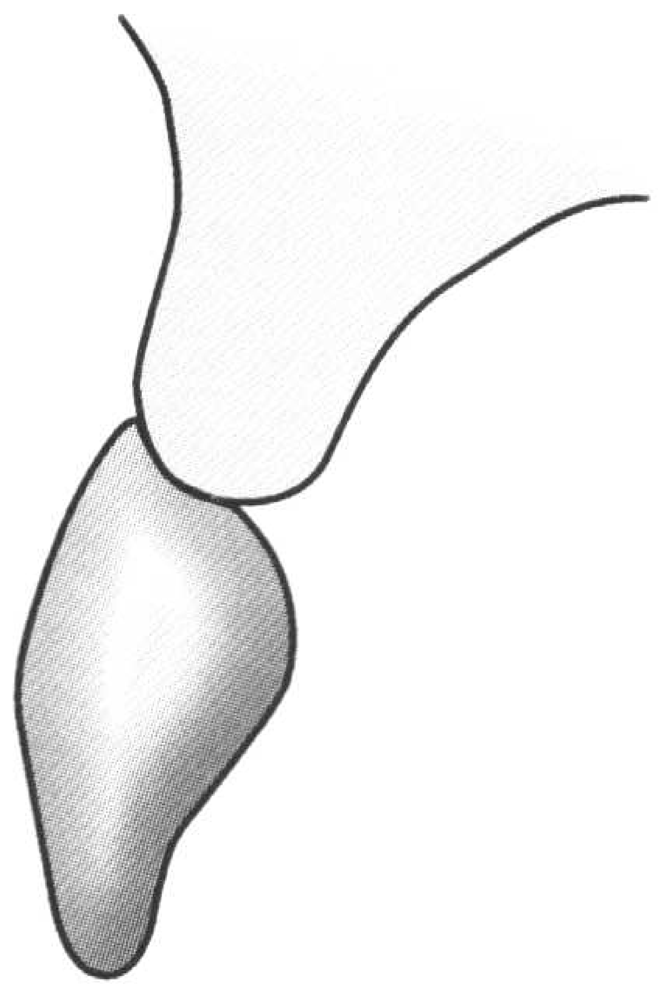


图 11-2 改良盖嵴式桥体

3. 舟底式(ovate pontic) 桥体的龈面呈舟底形与牙槽嵴接触,又称为卵圆形桥体(图 11-3)。这种桥体容易清洁,但桥体的颊侧和舌侧三角形空隙容易滞留食物。适用于下颌牙槽嵴狭窄的患者。

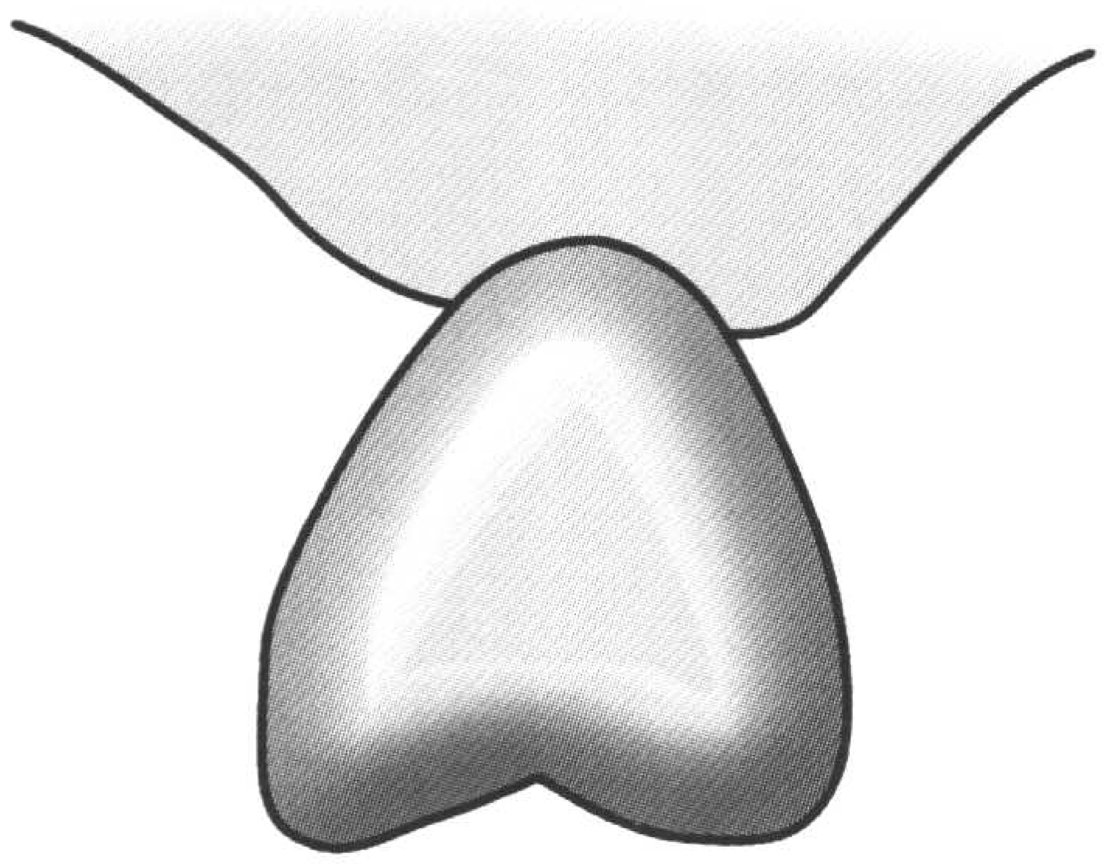


图 11-3 舟底式桥体

以上三种桥体均为接触式,即桥体的龈面与牙嵴黏膜接触,全瓷固定桥多采用以上三种桥体类型。接触式桥体,当固定桥行使功能时,桥体常随着基牙的生理运动而对牙槽嵴黏膜起到按摩的作用,可促进其血循环和牙槽骨组织的健康,减缓牙嵴吸收,桥体上的部分𬌗力由牙槽嵴承担,减轻了基牙的负荷。同时,接触式桥体的颈缘形态恢复得完整自然,可以达到以假代真的效果,外观自然、美观,并有助于发音,特别适用于前牙缺失的全瓷固定桥修复。

4. 非接触式(sanitary pontics) 非接触式桥体又称卫生桥体或悬空式桥体,这种桥体的龈面与牙槽嵴黏膜不接触,约有 3mm 以上的间隙,多用于后牙固定桥修复,全瓷桥修复多用接触式桥体。但非接触式桥体龈面与牙槽嵴黏膜之间不易积存食物碎屑,具有较好的自洁作用。多用于牙槽骨吸收多的患者(图 11-4)。

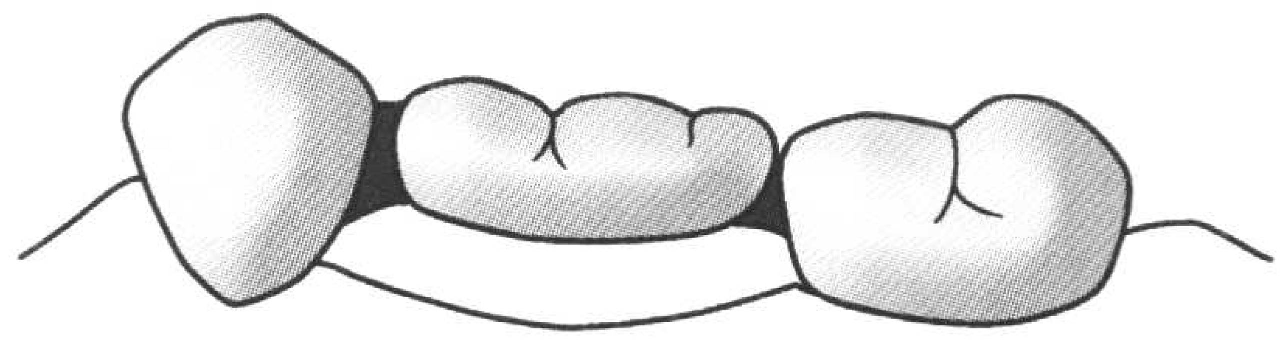


图 11-4 非接触式桥体

国内学者曾对固定桥桥体龈端形态与接触区黏膜微生态影响进行研究,设计的桥体形态有改良鞍式、改良盖嵴式和舟底式。将不同桥体形态的附着细菌量和细菌种类变化与基牙制备前进行比较,结果显示改良鞍式和改良盖嵴式龈端接触区细菌的附着量和细菌种类的变化,固定桥戴用前后有统计学显著差异($P<0.05$);而舟底式桥体龈端区细菌附着量和种类的变化无统计学差异($P>0.05$),结论认为烤瓷固定桥从桥体龈端黏膜对微生态的影响考虑,舟底式桥体形态优于改良鞍式桥体和改良盖嵴式桥体,建议固定桥桥体设计为舟底式。

(四)桥体的设计

1. 桥体的强度 桥体的强度主要指桥体弯曲强度(挠曲强度),桥体在承受𬌗力时发生弯曲变形,基牙发生屈矩反应,当屈应力大于固位体的固位力时,将会使固位体松动,甚至脱离基牙。若固位体的固位力足够大,则基牙受到损伤或固定桥损坏。当桥体发生弯曲变形时,应分析其原因,采取适当的措施。

(1)材料的强度:用作全瓷固定桥的陶瓷材料要求具有良好的弯曲强度和断裂韧性,使固定桥在使用过程中可承受较大的𬌗力。

(2)桥体的结构形态:桥体的构成形态对桥体的弯曲变形影响较大。桥体的横截面形态有 T

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

形，拱形、工字形和平面形，抗弯曲能力前三种均大于平面形。

(3)𬌗力调整：𬌗力是导致桥体弯曲变形的主要原因，𬌗力过大会损伤基牙牙周组织。当失牙间隙较长时，应将𬌗面颊舌经宽度减小，扩大𬌗外展隙，加深𬌗面颊、舌沟，用上述措施调整𬌗力达到不损伤固位体和基牙的目的。

2. 桥体的𬌗面形态　桥体的𬌗面是发挥咀嚼功能的区域，是指前牙的切嵴和舌面(上、下前牙)，以及后牙的𬌗面。𬌗面的形态应根据缺失牙的𬌗面解剖形态，并参照邻牙的磨损程度，对颌牙的𬌗关系进行恢复。应恢复𬌗面的边缘嵴的形态，牙尖高度应根据患者年龄及邻牙𬌗面磨损程度作参考，使咬合面接触点均匀分布，防止𬌗力集中。

为了减轻基牙的负担，桥体𬌗面的颊舌径应略窄于缺失牙，一般为缺失牙的 1/2～2/3。

3. 桥体的轴面形态　桥体的轴面主要指桥体的唇颊面和舌腭面。轴面应恢复缺失牙的解剖形态和生理突度，使之与邻牙协调。咀嚼时，食物排溢流动对龈组织产生按摩作用，促进牙龈健康。

桥体的唇颊面位置应排列适当，桥体形态应与同名牙相似，与邻牙协调，达到美观的要求。前牙桥体应特别注意其颈缘的位置及突度，以美观、自然为主。如前牙牙槽骨吸收较多，桥体按天然牙位置排列，使其颈缘与牙槽嵴黏膜接触，此时，桥体显得过长，影响美观，则可将桥体颈缘内收，加大唇面龈 1/3 处的突度，达到桥体与邻牙颈缘协调的要求。

4. 桥体的龈面　桥体的龈面是指桥体与缺失牙牙槽嵴黏膜相接触的部分。桥体龈面前面已叙述了几种类型，全瓷固定义齿修复一般多选用接触式桥体，选用的桥体类型应有利于保持口腔固定义齿修复体的清洁卫生，接触式桥体的龈面应尽可能减少与牙槽嵴的接触面积，但又不致影响美观。

(1)桥体龈面与牙嵴黏膜接触的紧密度：桥体龈面与牙槽嵴黏膜应有良好的接触，既无间隙存在，可防止食物进入龈面，造成牙嵴黏膜发炎，又不使黏膜受压迫。当做咀嚼运动时，随着基牙的生理运动，桥体龈面对黏膜产生间断性按压作用，促进黏膜组织的血循环，有益于牙槽骨及黏膜的健康。

当桥体龈面对黏膜的压力过大时，可使黏膜发炎，牙槽骨吸收。久而久之，桥体龈面与黏膜之间会产生间隙，造成食物积聚，加重黏膜的炎症。

桥体龈面与牙槽嵴黏膜的接触应适宜，在临床上经多年的实践笔者认为龈面与黏膜接触时，以黏膜颜色正常为度，接触紧时，压迫黏膜血管，黏膜颜色由粉红变成白色，久之影响黏膜血液循环易产生病变。

(2)桥体龈面的光滑度：桥体的龈面无论与牙槽嵴黏膜接触与否，均要求高度抛光，龈面应光滑明亮。防止食物碎屑、牙菌斑附着，刺激黏膜组织产生炎症。

全瓷固定桥是由陶瓷材料制作的，瓷修复体的表面是非常光洁明亮的，桥体龈面、唇面以及各轴面均不粗糙，细菌食物碎屑不易附着，具有良好的自洁作用。

四、连接体的设计

连接体是连接桥体与固位体的部分。连接体对固定桥的成败起着重要作用。连接体是固定桥的薄弱环节，因其体积小，在不影响美观的前提下，应适当增加磨牙连接体的𬌗龈向和颊舌向的厚度，以增加连接体的强度。前牙固定桥的连接体，在不影响咬合的情况下，可适当的增加舌侧厚度，连接体的下方应有邻间隙，以有利于自洁。连接体的设计应着重考虑其强度、功能，以及连接体的美观和自洁作用。

连接体的连接方式分为固定连接和活动连接。固定连接体是将桥体与固位体连接成一个完全不能活动的整体；活动连接体是将固位体与桥体通过栓道式活动关节相连接，两个基牙有一定的活动范围，多用于半固定桥修复。全瓷固定义齿修复多选用固定连接体，而不用活动连接体。

固定连接体应用范围广泛，除半固定桥之外，各类固定桥均可采用。固定连接体按制作技术的不同分为整体铸造连接体和焊接连接体。整体铸造连接体是在制作固位体和桥体蜡型时，就将三者合为一体，经铸造而成，多适用于收缩变形小的固定桥。焊接连接体是将固位体和桥体的金属部分铸造完成后，用焊接法把固位体与桥体连接为整体，适用于多单位固定桥。

目前，全瓷固定桥多采用整铸法，而不用焊接法，在全瓷固定桥的制作技术中将详述。

第三节 全瓷固定义齿的制作技术

随着新型陶瓷材料的研制成功，全瓷修复体制作工艺的不断创新，操作技术的提高，全瓷修复体由早期仅能制作嵌体、贴面、3/4 冠、全瓷冠、底层冠现已逐渐发展到可制作固定桥。

一、热压铸全瓷固定桥的制作技术

近年来 Ivoclar（义获嘉）公司推出了第二代铸瓷-冠桥材料。这种瓷不仅克服了铸瓷的脆性，还扩大了适应范围，可制作固定桥，使口腔修复在功能和美学上又跨入一个新层次。新型的铸瓷 Lithium disilicate glass ceramic 瓷块，经铸造制作成冠桥的基底部，以代替金属底层，然后再用饰面瓷堆塑解剖外形。目前，用这种瓷可制作全冠、前牙 3 单位固定桥，如前磨牙瓷固定桥。IPS Empress 1 弯曲强度（flexural strength）为 120～200MPa，IPS EmPree 2 弯曲强度为 250MPa。为了提高强度，增加韧性，将白榴石玻璃陶瓷（leucite glass ceramic）改为 Lithium disilicate glass-ceramic，经热压后其弯曲强度（bending strength）试验结果为 350～400MPa。

（一）适应证和禁忌证

1. *适应证*

（1）缺牙间隙正常者，基牙牙冠无严重缺损或已做根管治疗者。

（2）上下颌牙𬌗关系正常者。

（3）牙齿排列整齐，无明显错位者。

（4）基牙变色，或有缺损者。

（5）前牙缺失的患者。

2. *禁忌证*

（1）前牙深覆𬌗者、𬌗力大、基牙有创伤者。

（2）牙列错乱不整齐，基牙间隙小，无法制备出全瓷冠厚度者。

（二）基牙制备

全瓷固定桥基牙的制备方法与热压铸全瓷冠基本相同，但制备固定桥基牙时，应注意以下事项。

1. *各基牙的固位体具有共同就位道*　若各固位体戴入基牙的方向各不相同，则固定桥就不能戴入。所以在制备基牙时，各基牙所制备的轴面、轴沟、针道等的𬌗龈向均应彼此平行，与固定桥的戴入方向一致，才能获得各固位体之间的共同就位道。现在的全瓷桥的固位体，多为全瓷冠，各基牙的轴面应严格要求，必须完全平行，否则勉强使全瓷桥就位，将会导致瓷裂，致固定桥失败。对于长桥或多基牙固定桥，须先制取研究模，用平行仪观测确定就位道，以便了解各基牙应如何制备，才能获得共同就位道。

2. *增强固位体的固位力*　固定桥固位体承受的𬌗力大于单个全瓷冠所受的𬌗力，因此对固位形要求更高，在制备固定桥的基牙时，需要采取适当的措施增加固位形，以提高固位力。例如适当的加长轴面的制备体，减小𬌗龈向聚合度，使之尽量平行，也可适当的增加辅助固位形，力求使固定桥两端的固位力接近。

3. *基牙制备后应加以保护*　若制备基牙时，磨除牙体组织使牙本质小管暴露产生过敏现象，可用药物脱敏，如 Gluma 脱敏剂，脱敏效果良好，也不影响全瓷修复体粘结效果。

脱敏后用暂时固定桥修复失牙并保护基牙。暂时固定桥一般在模型上完成，经试戴修改调𬌗磨光后用暂时粘结剂粘结。

（三）固定桥的制作技术

1. *取印模、灌模、制作成可摘代型*　基牙制备体上涂隙料，近颈缘 1mm 处不涂隙料。

2. *制作蜡型*　首先制作出固定桥基牙，桥体的天然牙解剖形态，然后将蜡型外表面切去部分，最终留出 0.5～1.0mm 厚的蜡型（底冠），这种方法称为回切法，也可采用滴蜡法直接形成底冠，底冠蜡型厚度应均匀，其厚度应不小于 0.8mm。

固位体与桥体连接处应坚固，𬌗（切）龈向应有 4mm 高度，并有 4mm 厚度（唇、舌），因连接体处是应力集中区，防止在行使功能时该处折断（图 11-5）。此外，桥体是主要受力区，在保证功能的前提下，也应注意美观的问题。

3. *插铸道*　根据铸件大小和形态的不同，全瓷桥整体完成后，可选用直径 2～3mm，长度 6～

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

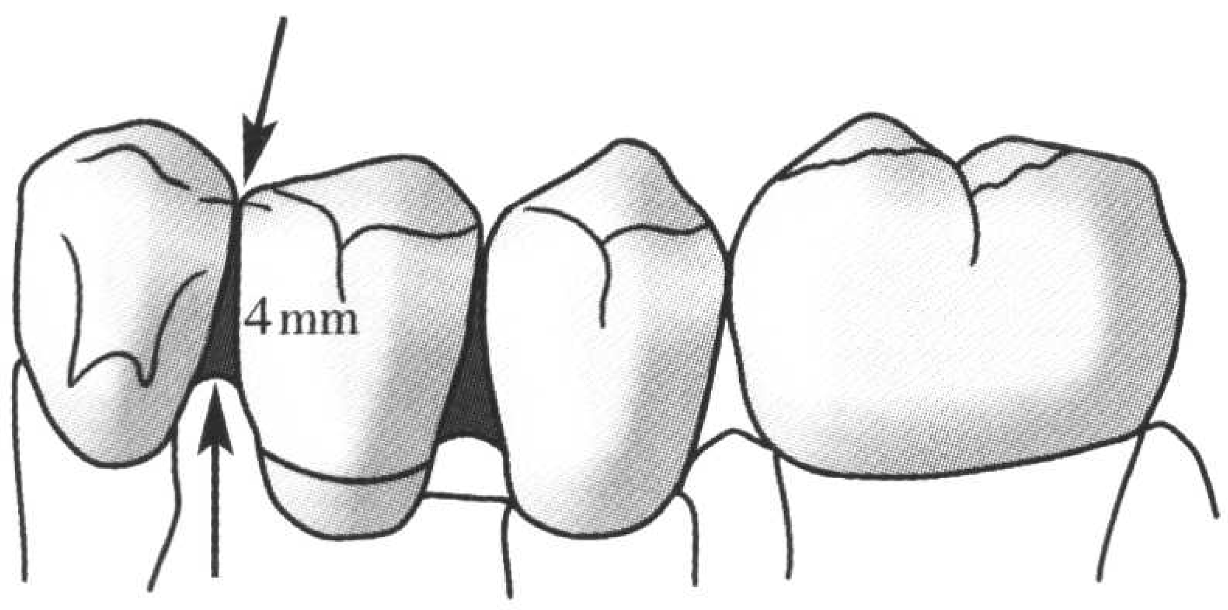


图 11-5 连接体处蜡型厚度

8mm 的蜡条，前牙桥铸道蜡条插在固位体切端，后牙桥放置在蜡型殆面最厚处，分别将两固位体上的铸道蜡条固定于铸道座上。若桥体较长有数个桥体，则可在桥体上增设铸道，使铸件铸造完整，并保证铸造成功。若先做热压铸桥底层则铸道直径用 3mm 蜡条，铸道长 3～8mm，铸道安插在固位体底冠蜡型切端。

4. 包埋　包埋前称蜡型重量，以确定铸造时所需瓷块的量，根据蜡型整体的大小，选择铸圈。蜡型固定在铸道座上后，外围用纸做圈，然后按比例调拌特制专用包埋料，搅拌 30s 后包埋。待 1h 后包埋料完全硬固后，去除纸圈，修整铸圈底部，使之平整。

5. 焙烧铸圈、铸造

(1)焙烧铸圈：将铸圈、瓷柱、瓷块放入烤箱，从室温开始，以 5℃/min 的升温速度，升至 250℃，保持 30min，升到 850℃，保温 60min。

(2)铸造：然后将瓷块、瓷柱依次放入铸圈，再放入 EP500 铸瓷炉内，设定程序。底层瓷桥热压铸程序起始温度 700℃，以 60℃/min 升温速度升至 920℃(保持 20min)，真空开始温度为 500℃，真空结束温度 920℃，压力 0.5MPa。全瓷整体桥热压铸除升温至1 075℃，真空结束1 075℃外，其余均与底层热压铸程序相同。铸造前设定好上述程序，按开始键，铸造机压力保持在 0.5MPa 以下，并在真空状态铸造。程序自动运行，铸造完成后有蜂鸣声提示。

在铸圈冷却至室温后，分割铸圈，取出瓷柱，用 50～100μm 玻璃珠(白刚玉粉)喷砂，粗喷保持 0.4MPa 气压，露出铸件后，用 0.2MPa 压力细喷。不能用氧化铝喷砂，因其破坏力大，易损伤铸件。

若为底层瓷桥，上述步骤完成后，将铸件放入氢氟酸液中，投入超声波机振荡 10min，取出清洗吹干后，在 0.1MPa 压力下再次喷砂，去除白色反应层。

6. 试戴　去除铸件上的铸道，轻轻打磨不宜用力过大，并用冷水降温，以免产热引起微裂纹。在代型上试戴修整，若为全瓷整体固定桥，可根据口内比色情况染色上釉完成；若为底层瓷固定桥，则需再塑饰瓷，按照牙本瓷、切端瓷、颈瓷、透明瓷涂塑，然后烧结完成。饰瓷颜色应根据临床比色选配，使全瓷固定桥色泽逼真、美观。上饰瓷前，底层桥应经 Al_2O_3 喷砂处理。

饰瓷烧结程序是从 403℃ 开始，以 60℃/min 的升温速度升至 800℃，保温，然后干燥 6min，真空状态从 450℃ 开始，799℃ 时结束真空状态。

最后上釉完成全瓷固定桥。

7. 粘结　与全瓷冠相同。粘结前先用 4.5% HF 酸蚀瓷固位体冠内表面约 2min，冲洗去除 HF，干燥，然后在其表面涂一层硅烷偶联剂。基牙表面常规酸蚀，干燥后用树脂粘结剂(Panavia 21)粘结。粘结后用探针、牙线去除固位体边缘残余粘结剂完成粘结。

(四)热压铸全瓷桥修复效果分析

根据临床长时期的应用及观察，认为 Empress 2 制作的修复体颜色、形态、边缘密合度，以及基牙龋坏等与 Empress1 无差异，但修复体的折裂或折断率，Empress 2 制作的固定桥，经 12 个月观察完好无损，Empress1 制作的全瓷冠 50 件中有 4 件折断。

Empress 2 从组成结构、加工工艺上作了大的改进，其强度和韧性有较大提高，可以制作前、后牙 3 单位全瓷固定桥，但对 Empress 2 全瓷固定桥的设计、制作均较金瓷桥要求更加严格，要求桥体的宽度不得大于 8mm(小于天然磨牙宽度 10mm)，固定桥的连接体处不得小于 4mm×4mm $=16mm^2$，同时全瓷桥的设计制作等还应与患者口腔牙齿形态、牙齿大小、结构及上下牙咬合情况相适应和协调，基牙制备体的殆龈向高度对全瓷桥的修复效果有影响，制备体 5mm 高的全冠固位力大于 3mm 高度的全冠固位力，要求基牙制备体高度应不小于 4～5mm。

(五)热压铸全瓷桥失败的原因

1. 经临床应用发现瓷折裂多位于殆面的牙尖及中央窝处,因此要求在临床上制备基牙时,殆面要有足够间隙,使瓷具有一定厚度,以增加殆面瓷的强度。

2. 制作底层固位体和桥体时,瓷层的厚度应均匀,防止堆塑外层瓷烧结过程中,收缩率差异过大,引起底层折裂,造成失败。

3. 喷砂时,用力应均匀,施压应轻,不宜过大,否则易产生修复体边缘缺损,或崩瓷及裂纹,造成修复体失败。

4. 全瓷固定桥连接体处易出现折裂,这是由于连接体连接着固位体与桥体,固位体由基牙牙根支持,桥体是由桥体下牙槽嵴上的黏膜支持着,黏膜有一定的厚度和弹性。连接体为了桥体和固位体的形态和美观,并根据生理功能的需要建立唇(颊)侧和切(殆)方楔状隙,使咀嚼时有部分食物通过楔状隙排溢,在食物通过时,可摩擦牙面,保持牙面清洁,并适当的给牙龈组织起按摩作用,促进其血循环,连接体还必须制备出唇(颊)侧和切(殆)方的楔状隙。因此,从固定桥的受力状况和连接体的结构来分析,连接体是全瓷桥的薄弱环节,是固定桥应力集中区域,故该处易出现折断。

二、渗透全瓷固定桥的制作技术

渗透全瓷固定桥具有与天然牙相似的光反射、折射和透射作用,同时渗透陶瓷修复体的颜色具有类似天然牙的亮度和透明度,因其弯曲强度高可制作前、后牙全冠,上、下颌的前牙 6 单位固定桥及后牙 3 单位固定桥,但不适于殆关系异常的患者。

渗透全瓷固定桥制作方法是在复制的专用石膏代型上用铝瓷或尖晶石粉浆,涂塑成固定桥的底层,置于炉内烧结后,形成多孔的铝瓷桥雏形,再用玻璃料涂布后烧结。玻璃熔化后渗入氧化铝微粒间的孔隙中,形成高强度的复合体。桥的底层形成后,再堆塑饰面瓷,完成修复体外形。

渗透陶瓷具有强度高,其弯曲强度可达 450MPa,最高可达 600MPa,透光性好,色泽自然美观,耐磨性好等特点。但制作底层时铝瓷烧结和玻璃渗透烧结,均需较长时间才能完成烧结过程,而且还需特殊的高温烧结设备,费时且费用较高。

(一)适应证和禁忌证

1. 适应证

(1)前牙及后牙缺失者。

(2)缺隙的邻牙因外伤折断,或龋坏已治疗者。

(3)前牙有牙间隙者。

(4)对美观要求较高者。

(5)前牙种植体基牙伴前牙缺失者。

(6)釉质发育不全并有缺牙者。

(7)对金属过敏的缺牙者。

2. 禁忌证

(1)基牙错位,不易获得共同就位道者。

(2)基牙牙颈部严重缩窄,不易制备出制备体颈部形态者。

(3)年轻患者,髓室未完全形成,髓角过高者。

(4)深覆殆患者,制备不出间隙,全瓷桥固位体不能达到要求的厚度者。

(5)基牙制备体的殆面不能制备出 1.5mm 间隙者。

(6)有夜磨牙习惯者。

(二)基牙牙体制备

基牙的牙体制备方法和要求基本与渗透全瓷冠相同。但应注意必须为瓷厚度提供足够的间隙,以保证全瓷固定桥的坚固性,同时制备体的线角和点角均应圆钝,防止应力集中造成全瓷固定桥固位体的折裂,并应建立固位体的共同就位道。

(三)固定桥的制作技术

1. 取印模、灌模　根据固定桥在牙弓上的位置及上下牙咬合情况,可取部分牙列印模或全牙列印模,用硅橡胶取模,超硬石膏灌模。模型硬固后,用蜡将基牙上的缺损和倒凹填塞。

2. 建立桥体舌侧的形态　在缺牙间隙的牙槽嵴黏膜上用嵌体蜡形成桥体的舌侧形态,建立的过程中应参考上、下牙殆关系,为桥体唇(颊)面瓷层留出足够的厚度,唇(颊)面不应有倒凹(图 11-6)。

3. 基牙制备体上涂隙料　在基牙制备体上涂代型塑料 2～3 层,其厚度约 45μm,但基牙颈部不涂。

4. 复制模型　用硅橡胶取已涂隙料的初模,可一次完成印模,也可取二次印模,即先用稀的印

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

模材取内层，然后再用托盘取牙列的印模。用特制石膏灌模，2h 后脱模(图 11-7)。

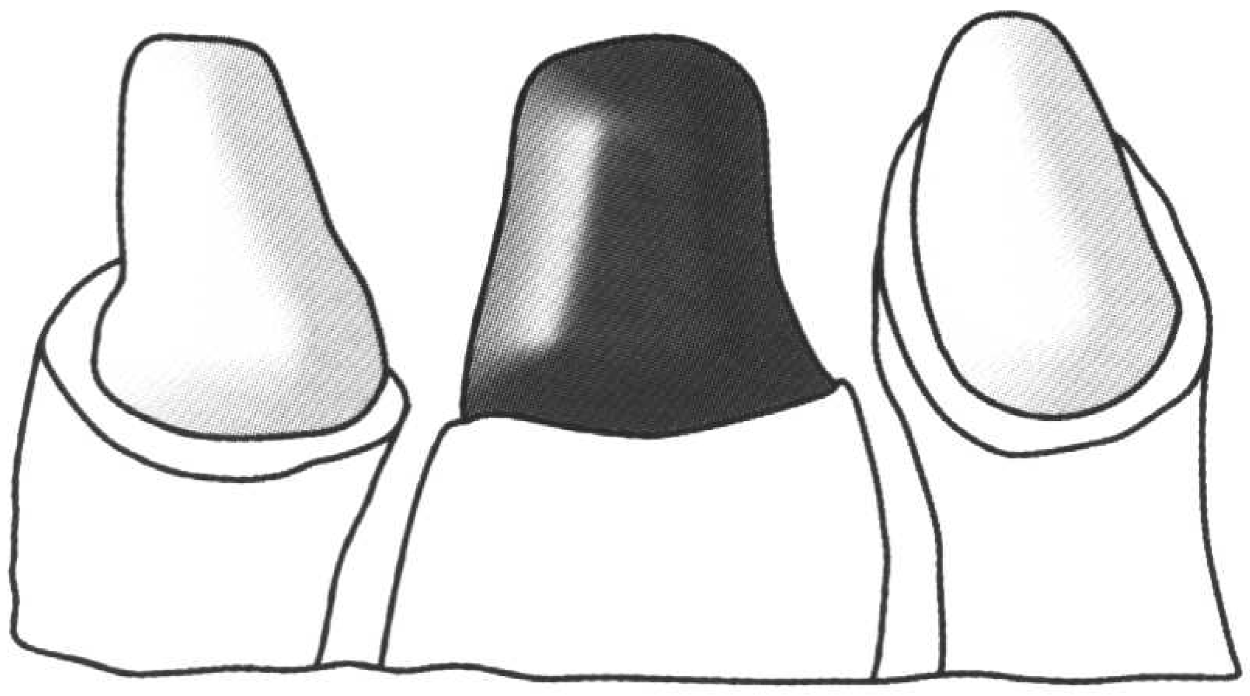


图 11-6　桥体舌侧形态

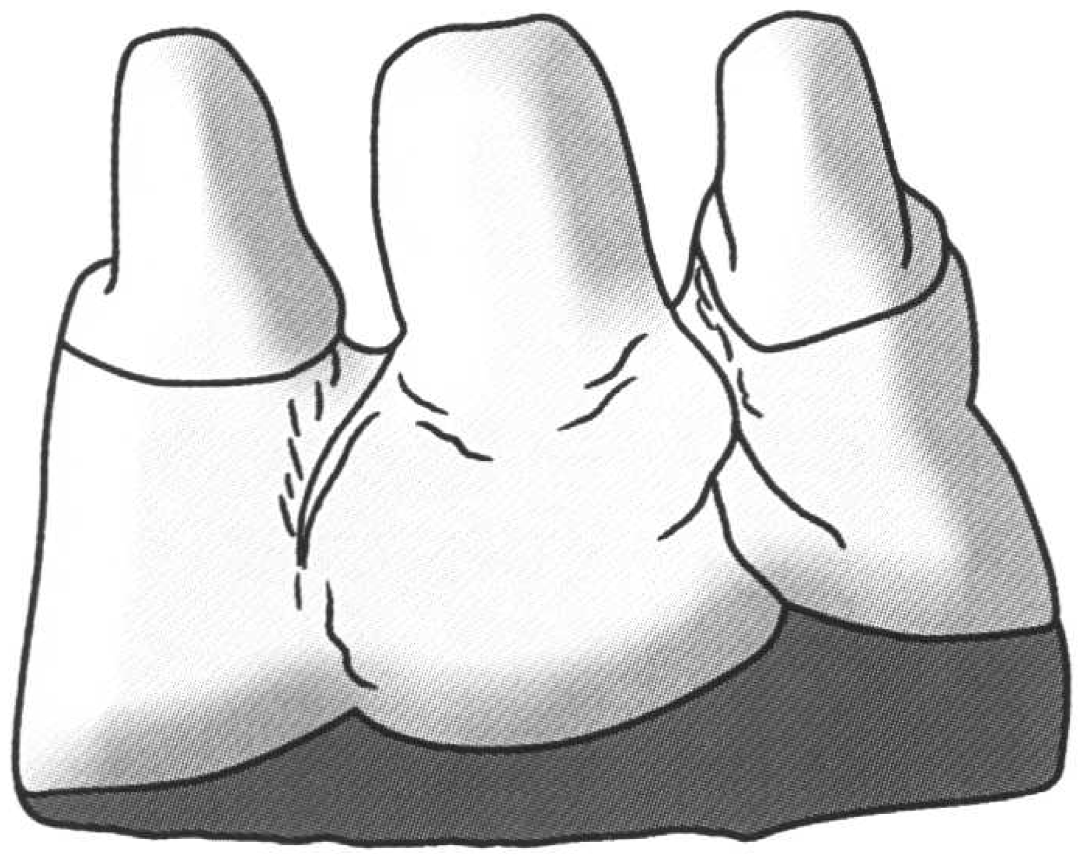


图 11-7　复制模型

待模型干燥后，用铅笔画出基牙制备体的颈缘线，然后在基牙代型上刷一薄层封闭剂(sealant)。将模型切割制作成可摘代型。

5. 塑铝瓷粉浆　称定量铝粉，采用专用液调拌均匀，超声振荡数分钟，混合成均质粉浆，并在真空状态中处理 1min。然后快速涂塑桥体的唇(颊)侧，再堆塑基牙制备体，将基牙代型完全包裹(图 11-8)。通过毛细管作用，代型很快吸收了粉浆中的液体，使氧化铝颗粒缩合形成桥的毛坯，用刀修刮，按照标准条件形成瓷桥的底层结构。注意堆塑过程中应持续不断进行，不能停顿，否则粉浆易干燥，而且固位体底层与桥体底层连接处应堆塑厚些，以保持连接体的坚固性。底层厚度至少 0.5mm，𬌗面至少 0.7mm，底层结构应具有天然牙形态的锥形。底层结构完成后涂一层稳定剂。

6. 烧结底层　烧结程序从室温开始，经 6h 升到 120℃，再经 2h 升至1 120℃，保持 2h，断电，



图 11-8　涂塑铝瓷粉浆

降温至 400℃打开炉门，冷却至室温，取出底层瓷桥。这种烧结是将代型与堆塑的铝粉一同放入烤炉内的。

在烧结过程中代型工作模收缩变小，烧结后的底层瓷桥很容易从工作模上取下，且无残留物。铝瓷颗粒表面熔接，形成多孔的铝瓷桥的底层。

7. 试戴　将取下的瓷桥底层放在主模上检查修整，了解其适合性和精度。在试戴时不应加压，经细粒金刚钻调改后逐渐代入基牙制备体代型上。检查各固位体的厚度(壁厚 0.5mm，𬌗面厚度 0.7mm)，并修整形态。最后用蓝色试液检查烧结后的底层结构，其目的是检查底层结构有无隐裂(微裂纹)，如果发现隐裂，应重新制作新的瓷桥底层。

8. 玻璃渗透瓷桥底层　将玻璃粉与蒸馏水混合成稀薄的浆，大量的涂刷在底层结构的表面上。但不覆盖桥体的底部，以便在玻璃渗入时，空气可从底部溢出。

将底层涂刷后放在 0.1mm 厚的铂箔片上(约 60mm×10mm×0.1mm)。然后进行烧结，将烤瓷炉预热至 650℃，30min 后升至1 100℃，保温 6h，断电，降至 400℃，开炉，冷却至室温，完成玻璃渗透过程。

用粗粒度的金刚石钻将底层结构上的多余的玻璃料去除，玻璃粉尘中含有锐利的颗粒，操作人员应注意保护眼睛及面部，也可使用吸尘器。使用 35～50μm 的 Al_2O_3 在 0.6MPa 的压力下用微喷砂器喷砂，而固位体和桥体颈部只能用

0.3MPa压力喷砂。

9. *塑饰面瓷形成全瓷固定桥* 在塑饰瓷前先磨除瓷桥底层上的玻璃颗粒，然后再涂塑Vita Alpha瓷。Alpha饰瓷具有临床上所需要的各种瓷，有遮色牙本质瓷（不透明）、牙本质、半透明瓷、透明瓷、校正瓷、颈部瓷、切端瓷等，各类瓷均具有A、B、C、D色系，可根据临床医师的选色进行选瓷涂塑。

涂塑饰瓷时，首先在冠的颈部塑半月形遮色牙本质瓷，用这种瓷将全瓷桥的底层全部覆盖。再用牙本质瓷覆盖遮色瓷，形成全瓷固定桥的最后形态，前牙桥的切端应超过正常长度1.0mm，以备烧结时收缩。烧结温度为960℃。最后塑釉质瓷，涂塑方法是从颈部向切端延伸，并恢复两侧固定桥的接触点。烧结温度为940℃。

10. *粘结* 全瓷固定桥修复体完成后，在临床上试戴、调𬌗，达到要求后，经喷砂处理及HF处理后，用Panavia 21树脂粘结剂粘结。

11. *渗透全瓷固定桥操作中应注意的事项*

（1）修整工作模时，工作模型必须保持干燥，因不干燥，易修去过多的石膏，影响修复体的精度和适合性。

（2）在代型上涂塑铝瓷粉浆时，若制作全瓷固定桥，应从桥体部分开始，因桥体体积大，而基牙只是在其表面涂一层。同时在这一操作步骤中必须形成连接体。在涂刷粉浆时，粉浆必须保持湿润度。

（3）为保持底层结构的坚固性和抗力，底层所有的部分至少应有0.5mm厚度。

（4）当用玻璃渗透时，首先必须用足够的玻璃料涂塑底层结构，才能确保完全渗入铝瓷内。且不应将玻璃料涂在固位体内面或桥体的基底部，以便烧结时空气的溢出，烧结后小心从铂箔上取下瓷桥。

（5）上饰面瓷形成固定桥的解剖形态时，应在颈部以半月形塑不透明瓷（遮色瓷），再用牙本质瓷涂塑，形成全瓷固定桥形态，使制作的全瓷桥色泽自然，层次分明，美观。

渗透全瓷修复体在20世纪90年代后期逐渐在我国口腔修复临床上应用，制作全瓷冠较多，制作固定桥较少，以前牙桥居多，也有制作3单位、4单位，甚至6个单位固定桥者。Mclaren和White通过临床患者追踪，报道渗透全瓷冠3年成功率为96%，瓷裂和核裂比例为0.6%，并认为前牙修复体成功率较后牙高。Sorensen等报道渗透全瓷固定桥3年成功率，前牙为100%，前磨牙为89%，而磨牙为76%。多数学者认为全瓷固定桥的失败是由于基牙（或核）的支持不足，连接体面积小，达不到4mm×4mm，以及疲劳张力和微裂纹扩展造成的。笔者认为临床医师通过对适应证的选择，修复体设计、操作规程必须严格控制，特别是制作时各节段、时间、温度等程序必须按要求进行，一丝不苟，可大大提高其成功率。

三、铸造全瓷固定桥的制作技术

铸造陶瓷因其强度和韧性尚不够理想，只能制作𬌗力小的前牙桥。这种固定桥的制作方法步骤基本与铸造全瓷冠相似，但应注意选择制作铸造全瓷固定桥时，缺牙间隙不应超过原天然牙的近远中径，且不适宜为咬合异常者制作铸造全瓷固定桥。

制作铸造全瓷固定桥时，首先应对基牙进行牙体制备，使两固位体获得共同就位道。然后用硅橡胶印模材料制取精确的印模。在基牙上完成固位体蜡型，其形态应与邻牙协调，根据上下颌的𬌗关系制作桥体蜡型，蜡型应恢复桥体应有的解剖形态，并达到外形美观的要求。在固位体与桥体之间加蜡型成连接体。连接体的蜡型应具有一定𬌗龈向高度及颊舌向的宽度，使完成的铸造全瓷固定桥的连接体具有一定的坚固性和抗力作用。

铸造全瓷固定桥蜡型完成后，进行包埋、铸造、晶化热处理、上釉，其方法同铸造全瓷冠，不再重述。

第四节 暂时固定桥

暂时固定桥（temporary bridge）是全瓷固定桥在治疗和完成修复前的保护性暂时修复体；是高质量永久性修复体粘结前的过渡性修复体。暂时固定桥的使用时间，因需要而不同，时间可从数

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

小时、数天到数月。

一、暂时固定桥的作用

随着科学技术的发展，人们生活水平的不断提高，人们对生活、质量的追求，对美观和舒适的追求越来越高，全瓷固定桥的基牙牙体制备后必须制作暂时固定桥。暂时固定桥有以下作用：

1. 保护基牙制备体暴露在口腔中，避免空气、食物的酸、碱、辣的刺激，以及温度对牙髓的刺激。

2. 暂时固定桥修复后，恢复基牙及缺失牙的正常形态，建立完整的牙列。从而恢复了患者的面部外形及面容的美观和功能，患者可以正常地进行工作和社交活动。

3. 保护基牙制备体与对颌牙之间的间隙。牙齿是不断移动的，基牙制备后与对颌牙产生一定的间隙，若不戴暂时固定桥，牙齿移动向𬌗方伸长，则基牙制备体与对颌间的间隙将会变小，影响全瓷固位体的厚度，直接影响到全瓷固定桥的成败问题。

4. 防止食物滞留在基牙制备体上，保护基牙制备体的清洁卫生。

5. 暂时固定桥试戴时，可帮助医师检查各基牙之间是否具有共同就位道。若暂时固定桥在口腔基牙上就位困难，则尚应检查并修整基牙制备体，使各基牙获得共同就位道。

6. 通过暂时固定桥，特别是前牙全瓷固定桥，根据暂时固定桥在口腔内的试戴，观察、研究固位体桥体是否与同名牙、邻牙协调、美观自然，可酌情适当调整固位体和桥体的形态，使其达到近乎天然牙列美观的要求。

二、暂时固定桥的制作方法

(一)基牙制备后暂时固定桥的制作

1. 在工作模型上制作暂时固定桥

(1)当2个或2个以上的基牙完成后，清洗、干燥牙体表面。并选择与缺牙侧邻牙相近似的牙色自凝塑料。

(2)取藻酸钠印模，或硅橡胶印模。印模应包含基牙制备体及邻牙，并取对颌印模，使之上下模型有良好的𬌗关系，以便制作出形态、功能良好的暂时固定桥。

(3)将印模灌注成石膏模型，在基牙制备体上及缺牙区牙槽嵴上涂藻酸钠分离剂。

(4)若为前牙全瓷固定桥，应选择成品牙面，或塑料牙，其大小形态应根据缺失牙的牙位和缺隙而定。若为塑料牙因其较厚，应将舌侧磨薄，以便自凝胶与之相连接。前牙桥的固位体及桥体均可用成品牙面或塑料牙制作，因手工雕塑的牙体形态不如牙面及塑料牙形态好。

(5)待石膏模型上的分离剂干固后，将上下颌模型对好𬌗关系，两侧用红笔划线。取适量牙色自凝塑料加入单体调拌成糊状，至丝状期后，取适量放在固位体及桥体舌侧用浸有单体的棉签，修整舌侧外形，然后将浸了单体的已制备好的牙面(塑料牙)逐个放在应有的位置上，使之与自凝塑胶有牢固的结合。然后修去多余自凝胶，将对颌模型与自凝胶舌侧面咬合，修去多余塑料。将其放在温水中固化变硬。

(6)从石膏模型上取下暂时固定桥，修整外形，由粗到细打磨光滑，抛光完成。

(7)戴入口内基牙制备体上，修整外形及触点，调𬌗，建立正中𬌗及非正中𬌗平衡。最后抛光，暂时粘结剂粘结。

(8)若为后牙暂时固定桥可用牙色自凝塑料制作，待调拌的塑料至丝状期后，先堆塑2个固位体，恢复外形、对咬合，形成𬌗面，然后再塑桥体和连接体，使桥体与固位体连接牢固，置对颌模型于其上，形成𬌗面外形。将暂时桥及模型放于温水中，自凝胶变硬后，取出固定桥，修整、打磨、抛光、完成。

2. 在工作模型上完成固定桥蜡型制作暂时固定桥

(1)取基牙制备体及缺牙区牙嵴印模，灌注成石膏模型。

(2)在模型上用蜡雕塑固位体及桥体外形，使之与同名牙及邻牙协调对称，这种方法更适用于缺牙间隙异常的情况。

(3)固位体和桥体蜡型的龈缘位置及颈部形态，可雕塑的比较完美和理想，建立舌侧𬌗关系，修整舌(腭)侧形态。

(4)可装盒用热水去蜡，热凝塑料充填完成。也可用自凝塑料完成。可根据临床所选配的颜色，充塞所需牙色塑料。

(5)开盒、打磨、抛光,完成暂时固定桥。

(二)基牙制备前暂时固定桥的制作

1. 在患者清洁口腔后取基牙及缺牙区印模,印模应包含基牙邻近的2~3个牙,以便获得上下颌的𬌗关系。将印模放入水中,防止干燥收缩。

2. 进行基牙牙体制备。

3. 取制备体及缺牙区印模,灌注成石膏模型。

4. 待模型干燥后涂分离剂,调牙色自凝塑料,将塑料堆塑在两个基牙唇、舌面及缺牙间隙处,再将早先取的印模放在固位体桥体的唇舌侧,从𬌗方轻轻向龈方移动,完成固位体唇舌侧外形,然后去除印模再完成桥体形态,完成暂时固定桥制作。

三、制作暂时固定桥应注意事项

1. 暂时桥固位体、桥体的龈缘位置应适当,特别是固位体的龈缘不能伸至龈沟底,破坏龈上皮附丽,一般要求齐龈缘即可。

2. 暂时固定桥应建立正中𬌗、非正中𬌗的咬合平衡,若有早接触点,有𬌗创伤,则基牙将会产生损害,甚至病变,基牙移位等,均会影响全瓷固定桥修复效果。

3. 自凝塑料制作的暂时固定桥应将其放入温水浴中凝固变硬,使单体释放,否则单体残留于桥内,将对牙龈缘及牙嵴黏膜,以及基牙牙髓等产生刺激。

4. 基牙制备体制备完成后不应长期暴露在空气中及口腔中,应尽早将暂时固定桥戴上,以保护基牙。

5. 暂时固定桥的粘结,采用暂时粘结剂以便全瓷固定桥完成后,取出暂时桥粘结永久修复体。若用恒久粘结剂(磷酸锌粘结剂)不仅将来不易去除暂时桥,而且其中的酸刺激牙髓,绝不能使用此粘结剂。

第五节 全瓷固定桥的应力分析

口腔的功能是摄取食物、咀嚼、吞咽、语言、表情,这些功能均为日常生活和从事多种社会活动、劳动、工作密切相关。这些功能是在中枢神经系统的控制下,通过肌肉收缩和下颌的运动和口腔的牙齿、颌骨、唇、颊、舌、腭等组织的参与来实现的。

一、天然牙的力学性质

牙齿的作用是将摄入口腔的食物通过切割、撕裂、研磨碎后进行吞咽,从而为整个机体提供能量和营养。牙齿的咀嚼是一种力的作用,是在肌肉、关节、下颌运动的共同协调下完成的,而且由肌肉的力量和牙周组织中的感受器来控制的。咀嚼作用产生的力叫咀嚼压力或𬌗力(occlusal force)。𬌗力具体说是由上、下颌牙齿在行使功能过程中产生的力。

随着科学技术的发展,口腔领域的学者们对口腔生理及力学的认识逐渐深入,视野不断开阔。对𬌗力的研究也由定性发展到定量,现已可以测定人类牙齿的𬌗力值。Worner(1944)用 Black 𬌗力计测定300例儿童的𬌗力,从7~16岁每年𬌗力均有增加。Voelker等(1984)对13~23岁年龄组进行𬌗力值测量。国内的学者也相应研制了𬌗力计并进行了不同年龄正常牙𬌗力值的测量,得出中国人正常牙的𬌗力值。因为测量方法及条件的不同,各学者测量的𬌗力值有一定差异,但有着共同的规律性。𬌗力值的大小与牙齿的解剖形态、体积,在牙列中的位置,受力的方向有密切关系。切牙𬌗力值最小,第一磨牙最大,其中切牙为155N,尖牙为208N,前磨牙为288N,磨牙为565N,也有个别磨牙𬌗力值可达800N。而且𬌗力值还具有个体差异、性别差异。

牙齿是由牙冠和牙根组成的。牙冠暴露在口腔中,各牙按功能及规律排列成弓形,上下颌牙具有良好的𬌗关系,发挥各种口腔功能。牙根是埋在牙槽骨中,即牙周组织中。牙根对牙冠而言是起支持和稳定的作用。

牙周组织包括牙龈、牙周膜、牙槽骨。牙龈是覆盖在牙颈部和牙槽嵴的口腔黏膜,呈浅粉红色,坚韧而无活动性。牙周膜是由致密的结缔组织构成,环绕牙根,位于牙根和牙槽骨之间。牙周膜厚度为0.15~0.38mm。牙周膜是由纤维组成,主纤维分布在整个牙周间隙内,纤维的一端埋入牙根表面的牙骨质内,另一端埋入牙槽骨内。主纤

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

维在牙颈部是水平向排列的，其目的是维持牙齿的直立，防止牙侧方移位。斜行纤维向根方倾斜45°，除牙颈部和根尖外，均为斜行纤维分布区域，将牙齿悬吊在牙槽窝内。这种结构可将牙承受的咀嚼压力转变为牵引力，使压力均匀地分散到牙槽骨上。

牙槽骨是上、下颌骨包围和支持牙根的部分，容纳牙根的窝称牙槽窝。牙槽骨是高度可塑性组织，也是人体骨骼最活跃的部分。不但随着牙的生长发育、脱落替换和咀嚼压力而改变，而且随着牙的移动而不断改建。牙槽骨具有受压力被吸收，受牵引力而增生的特性。

人们在咀嚼食物时，牙齿上承受的外力有轴向的，即力是顺着牙冠长轴方向向牙根传递，这种力由牙冠向牙根传递时，牙周组织中的斜行纤维被拉紧，以对抗外力，斜向纤维数量多，故牙齿可承受较大的轴向力。牙齿受的力除轴向力（又称垂直向力）外，还有水平向或斜向力。Messenman曾做过相关实验研究，当牙齿上施以水平向力（侧后力）时，当力加至93.50N，牙齿产生移位；而施以垂直向力时，力量加至5 787.88N，牙齿才移位。因此，垂直向力与水平向力之比为62∶1。三谷春保的报道称牙对轴向力与侧向力耐受值之比为32∶1。说明天然牙齿可以承受较大的轴向力，而只能承受较小的水平向力。𬌗力的传递由牙齿到牙周膜，由牙周膜传到牙槽骨、颌骨。

（一）牙釉质的力学性质

牙釉质（enamel）是人体中最硬的组织，其硬度为洛氏300KHN，对咀嚼磨耗有较大的抵抗力。釉质覆盖于牙冠的表面，釉质厚度各部位不同，切牙的切缘处厚度约为2mm，磨牙的牙尖处厚约2.5mm，向牙颈部逐渐变薄，呈刀刃状。釉质的基本结构是釉柱，釉柱为细长的柱状结构，起自釉质牙本质界，贯穿釉质全层到达牙的表面。釉柱自釉质牙本质界至牙表面的行程，近表面1/3较直，而内2/3弯曲，在牙的切缘及牙尖处绞绕变曲更明显，称为绞釉。绞釉的排列方式可增强釉质的抗剪切强度。

釉柱的直径平均为4～6μm。釉柱是由扁六棱柱形晶体组成。晶体宽40～90nm，厚20～30nm，晶体长160～1 000nm。

受牙釉质的解剖结构和几何形态尺寸的限制，制备牙釉质的力学试件非常困难，取试件的部位及方向的差异，以及测试力学性质的方法不同，均会产生不同的结果。Rasmussen报道牙釉质是一种高度非均质性，各向异性的脆性材料。1961年Craig报道磨牙牙尖压缩强度为353MPa，轴面为336MPa，牙尖弹性模量为84GPa，轴面为78GPa。而1962年Bowen测验牙釉质的拉伸强度为10.3MPa。1990年叶德临、赵云凤、杜传诗测中国人牙釉质拉伸弹性模量为$2.371\ 7\times10^{4}$ MPa，泊松比为0.246。

从上述数值可见牙釉质是一种可耐受压缩力，而不耐受拉伸力的脆性材料。Hassan（1979）用显微压痕技术测试牙釉质的断裂韧性，发现不同的牙齿，牙齿不同的部位的牙釉质的断裂韧性是不同的。磨牙的釉质较切牙、尖牙的牙釉质脆性大，从切牙来看其断裂韧性是从切缘至颈缘逐渐增加。故切龈向是容易断裂的方向。

提示牙科医师应在牙体制备时注意牙齿的力学性能。

（二）牙本质的力学性质

牙本质（dentin）是构成牙主体的硬组织，牙冠部的牙本质表面覆盖着牙釉质，牙根部覆盖着牙骨质。牙本质围成的腔隙内充满牙髓组织。牙本质的硬度比牙釉质低，比骨组织稍高，平均为68KHN。牙本质具有一定的弹性，给硬而脆的釉质提供了良好的缓冲环境。牙本质所含的无机物占重量的70%，有机物为20%，水为10%。

牙本质主要由牙本质小管、成牙本质细胞突起和细胞间质组成。牙本质小管为贯通于牙本质全层的管状空间，充满了组织液和一定量的牙本质细胞突起。牙本质的神经分布在不同的部位其密度不同。许多研究表明，感觉神经的40%分布于牙冠部髓角处的牙本质小管内，而釉质牙骨质界和牙根中部的小管内感觉神经的分布，分别占0.2%～1.0%和0.02%～0.2%。

牙本质对外界机械、温度和化学等刺激均有明显反应，特别在釉质牙本质交界处和近牙髓处尤为敏感，其反应产生“疼痛”。在人的一生中牙齿由于咀嚼、刷牙等机械摩擦，常造成牙本质组织的缺损，称为磨损，磨损主要发生在恒牙的切缘和牙尖、邻面接触点和唇、颊侧的牙颈部。

自从Black（1895）测定牙本质压缩力学性质

以来，关于牙本质力学性质的研究不断深入。但不同的学者因测试方法和取材部位不同所得结果有一定差异。Craig(1975)测得牙本质压缩弹性模量为 19GPa，Bowen(1962)测得牙本质拉伸弹性模量为 19.3GPa，吴瑞琪、赵云凤、叶德临等(1985)用激光散斑法和电测法测定中国人牙本质弹性模量为 19.613GPa，徐军等(1989)测得中国人牙本质弹性模量为 19.06×10^3 MPa。牙本质的泊松比(μ)公认为 0.30。Bowen 测试牙本质的拉伸强度为压缩强度的 1/6，牙釉质的拉伸强度更低，说明牙本质可承受较大的压缩力，而只能承受较小的拉伸力。

(三)牙周膜的力学性质

牙周膜(periodontal membrane)是位于牙根和牙槽骨之间的结缔组织，主要起连接牙齿和牙槽骨的作用，使牙齿固定于牙槽骨内。牙周膜是纤维性结缔组织，由细胞、纤维及基质组成。牙周膜内有神经、血管和淋巴管。正常牙周膜的厚度呈不均匀性分布，在 0.15～0.38mm，其中近牙槽嵴区最宽，根尖部次之，根中部最窄，说明根中部是牙根生理性活动的中心。而且牙周膜厚度随着年龄的增长而变薄，如青年人牙周膜厚度约为 0.21mm，成年人厚约 0.18mm，老年人(51～67岁)牙周膜厚度减少至 0.15mm 左右。这种变化与咀嚼功能降低有密切关系。

牙周膜具有营养牙骨质和牙槽骨，承担𬌗力和传导𬌗力的功能，并具有感觉功能可控制𬌗力的大小。由于牙周膜是各向异性的黏弹性体，富有弹性和韧性，在口腔行使咀嚼活动中，不只是传递𬌗力，同时还能分散𬌗力，储存𬌗力。通过神经反射调节咀嚼压力的大小。

牙周膜是黏弹性材料，应力与应变关系是非线性的。关于牙周膜的力学性质，学者们最关心的是其弹性模量和泊松比，这些数值对口腔生物力学的研究非常重要，因为它们是正常牙周组织的力学参数。

1962 年 Bowen 报道牙周膜的弹性模量为 9.8MPa，泊松比为 0.45；Craig(1978)报道牙周膜弹性模量为 3.45MPa，泊松比为 0.45；Farah(1989)测试牙周膜弹性模量为 6.9MPa，泊松比为 0.45。陈新民等(1991)测试中国人牙周膜弹性模量为 3.62MPa，泊松比为 0.45；朱智敏等(1992)测试中国人牙周膜弹性模量为 3.35～4.59MPa。因牙周膜为不均匀体，各研究者取材部位的差异，使实验结果数值有所不同。

当牙齿受到外力时，牙冠、牙根形态的不同，外力作用于牙上的部位不同，外力的方向不同，牙周膜的应力分布状态也不同，但当牙齿受到垂直压力时，牙齿的主要变化是牙齿向牙根方向下陷，这时牙周膜受力较均匀，不易受创伤；当牙齿受水平向力或侧向力时，牙齿产生转动力倾斜变位，牙周膜受力不均匀，若牙齿倾斜变位过大，则易造成牙周组织创伤。

(四)牙槽骨的力学性质

牙槽骨的组织结构与身体其他骨相似，其生长发育依赖于牙齿的功能刺激。牙齿脱落牙槽骨也随之萎缩。牙槽骨的牙槽窝内壁，包绕着牙根与牙周膜相邻的是固有牙槽骨；牙槽骨的外表面是骨密质，又称骨皮质；牙槽骨的内外骨板中间夹以骨松质，骨松质由骨小梁和髓腔组成，骨小梁的方向与咀嚼力相适应，骨小梁的粗细多少和牙齿的生理功能有关。

随着年龄的增长牙槽嵴的高度逐渐减低，与人身体其他骨一样可出现生理性的骨质疏松，骨的吸收大于骨的形成，骨的密度逐渐减低。

人体牙槽骨骨皮质的拉伸力学性质，新鲜骨𬌗龈向弹性模量为 11.65GPa，泊松比为 0.20，新鲜骨的近远中向弹性模量为 16.88GPa，泊松比为 0.28。

全瓷固定义齿的应力分析目的是为了明确在𬌗力作用下义齿及其支持组织的应力分布状况，找出最佳固定义齿设计方案，使义齿结构合理，坚固耐用，能很好地行使功能，又能维护口腔环境和基牙及牙槽骨的健康。因此医务人员应对天然牙的力学性质有一定了解，以便更好地研究分析固定桥的应力状况。

二、全瓷固定桥的应力分析

关于固定桥的力学研究，过去多着重于机械力学的研究，而忽略了人体的生理特点。近 30 余年来，国内、外学者们从生物力学的角度，对固定桥的受力状况和应力分布进行了大量的研究。力求使固定桥的设计和基牙的受力建立在生物力学的基础上，达到优化设计，提高修复体的质量，延

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

长修复体的使用时间和保护基牙的目的。

全瓷固定桥早在20世纪80年代初期已应用于临床，但因陶瓷属脆性材料，易折裂，未广泛应用。至20世纪90年代末才较广泛地应用于临床上。我国是近几年才在口腔修复临床上逐渐应用。

Campbell(1988)研究了全瓷固定桥与金瓷固定桥的强度和适合性。研究结果显示：全瓷桥初期裂纹发生在受载125.44kg，金瓷桥初期裂纹发生在受载257.82kg，金瓷桥的强度为全瓷桥的2倍。而当载荷继续加大，全瓷桥加载至170.8kg时，完全断裂；金瓷桥加载至348.12kg时，才完全断裂。说明金瓷桥有金属做底层，其强度为全瓷桥的2倍。两种固定桥的适合性相似，没有显著差异，但发现全瓷固定桥的殆面粘结剂厚度比全瓷桥更均匀。金瓷桥的裂纹多发生在载荷作用点的下方，全瓷桥断裂发生在连接体处。该学者建议短桥可采用全瓷制作。

Kelly(1993)研究发现In-Ceram渗透陶瓷修复体的折裂开始发生在核瓷与饰面瓷界面，分析可能是由于两种瓷的强度和弹性模量差异较大，当修复体受力时，瓷的界面间产生剪切应力，而导致瓷折裂。

Pospiech(1994)研究报道In-Ceram全瓷桥当桥体殆面受力时，固定桥的连接体处产生明显的应力集中。当桥体较长，跨度大时，连接体的切(殆)龈向厚度不足时(<4mm)，全瓷桥在连接体处产生较大的张应力，这种应力足以使全瓷桥断裂。

Thompson(1994)研究分析Cerestor和Dicor全瓷冠的断裂特征，发现瓷的碎裂起始于冠内组织面的微裂纹，当裂纹的两面之间承受一定的应力时，使裂纹扩展，导致瓷修复体碎裂失败，作为全瓷桥的固位体全冠，也可能因冠内组织面的微裂纹，由于殆力的作用可能产生裂纹扩展，造成全瓷桥的失败。

Kelly(1999)对全瓷修复体的受力状况进行研究，比较了瓷的三点弯曲与瓷修复体用粘结剂粘结于基牙上后的最大张应力，考察瓷层厚度对张应力的影响。三点弯曲试验结果显示：瓷厚度为0.5mm时其张应力值为10 000MPa，瓷层加厚，则张应力值逐渐减小，厚度为1.5mm时为1 000MPa，2.5mm时为500MPa；而粘结后的全瓷修复体其张应力值与瓷厚度无明显变化，瓷层厚度从0.5～2.5mm，张应力值为50MPa，在0.5mm、1.0mm、1.5mm到2.5mm之间，张应力值几乎是一直线。该学者根据试验结果和文献资料认为全瓷修复体的成功与否，选择强度高的陶瓷材料制作全瓷修复体是首要的，但是临床工作也非常重要，如瓷修复体的设计、修复体形态、牙体制备、瓷层厚度、底层与饰面瓷的匹配、粘结剂的选用，以及制作技术均很重要。

Koutayas等(2000)在体外进行试验，研究塑料粘结后的全瓷固定桥受载后的强度。陶瓷材料选择的渗透铝瓷，固定桥设计为双端3单位桥和单端固定桥，加载方式为顺牙齿长轴方向的垂直向加载和与牙长轴成45°的斜向加载。通过试验考察分析全瓷桥折裂的强度。结果发现垂直加载时，单端桥的破坏强度为233.1±66.8N，双端桥为234.4±50.5N；斜向加载时，则单端桥为137.8±39.0N，双端桥为174.7±35.6N。结论认为全瓷固定桥可以承受较大的垂直向力，却只能承受较小的斜向力。

Oh(2002)研究了全瓷固定桥连接体设计，对抗折力的影响。选用IPS Empress 2陶瓷制作全瓷3单位固定桥，将连接体的殆楔状隙(OE)半径设计为0.25mm和0.9mm，邻间隙(龈方GE)设计与殆楔状隙相同，分别设计为4种类型，即OE=0.90mm，GE=0.90mm组；OE=0.90mm，GE=0.25mm组；OE=0.25mm，GE=0.90mm组；OE=0.25mm，GE=0.25mm组。加载时将圆球放在桥体殆面加载，加载至桥碎断的力为其抗折力。结果OE、GE为均0.9mm组与OE=0.25mm，GE=0.90mm组，抗折力值分别为943N和944N，而另两组分别为746N和673N，以OE、GE均为0.25mm组最差(673N)。当桥体殆面加载时，在OE处(殆楔状隙)承受的是压应力，而在GE(邻间隙)处受到的是张应力，故桥的破坏断裂是发生在邻间隙区。建议增加GE(邻间隙)的宽度(颊舌向厚度)，以增强全瓷桥连接体的强度。

(一)全瓷固定桥的应力分析

全瓷固定桥的受力状况和应力分布和金瓷固定桥有相似之处，如应力分布规律相似，但全瓷桥

也有其特点。

从全瓷固定桥受载后的应力产生的部位及应力的传递分布来分析，可分为固定桥表面的应力、固定桥基牙牙体组织的应力、固定桥基牙牙周组织的应力以及桥体下组织的应力。

1. *固定桥表面的应力分析* 固定桥表面的应力是指固定桥在口腔内行使功能承受𬌗力时，固位体、桥体和连接体𬌗面的应力状况。指固定桥各部分受力后应力的分布，桥表面产生的应力和应变情况。

Craig 用脆漆法研究固定桥表面的应变。通过膝层脆裂的部位和方向表示固定桥表面应变的位置和应力的大小。指出固定桥表面应力的大小和应变方向与外力作用的部位，作用力的大小与固定桥桥体的长度、跨度有密切关系。

Farah 采用光弹法分析 4 单位双端固定桥表面应力分布，发现基牙支持力强的，桥表面应力分布均匀；基牙支持力差者，当桥体𬌗面受载时，连接体处应力集中，有拉应力和剪切应力。单端桥连接体处的应力大于双端桥连接体处的应力。

EL-Ebrashi 用光弹法实验比较 3 种不同固定桥设计的表面应力分布，发现双端固定桥承受多点载荷时，张应力和压应力交替产生，连接体处显示出高的张应力和剪应力，这种情况在单端桥则更加严重。

有学者对后牙长固定桥的形变进行了研究，发现载荷着力点在桥上的位置变化，影响固定桥表面的形变和应力分布。当着力点靠近支持力差的基牙(尖牙)时，固定桥的表面形变和应力均比较大；着力点靠近支持力强的基牙(磨牙)时，固定桥表面的形变和应力均小。

通过学者们的实验研究，对固定桥表面应力的分析，可得出以下规律：

(1)作用于固定桥上外力的位置、大小、方向，均对固定桥表面的应力分布有较大的影响。即载荷大，则固定桥的应变、应力也大。

(2)固定桥基牙的支持力对桥表面的应力分布有一定影响。基牙支持力强，则桥的形变小，反之则大。

(3)桥体和固位体𬌗面的载荷着力点及连接体处是各种应力集中的区域。

(4)固定桥的设计、桥的类型，桥的长度、宽度、跨度，以及制作固定桥的材料性能(力学性能)等，均是影响固位体、桥体表面应力的重要因素。例如双端固定桥表面应力分布比单端桥更分散，对基牙损伤小；3 基牙双端桥优于 2 基牙固定桥。

上述固定桥表面应力分析的规律，提示全瓷固定桥设计时，应选择支持力强的牙作基牙，多用基牙，设计双端固定桥；桥体、固位体的𬌗面设计应防止应力集中，使𬌗力分散，连接体处应加固。

2. *固定桥基牙牙体组织的应力分析* 基牙牙体组织是指固定桥基牙的牙冠和牙根。固定桥承受的𬌗力主要是通过基牙传递而得以分散的，牙体组织即牙冠和牙根的应力分析，对固定桥设计极其重要。

Standlee(1983)用三维光弹法研究下颌后牙 5 单位双端固定桥与半固定桥基牙的应力分布。结果显示：垂直向加载时，3 个基牙均产生应力，并向根方产生位移；当末端基牙受垂直载荷时，中间基牙无明显的成为固定桥支点的迹象。

朱希涛、周书敏等(1983)用光弹法和激光全息法对下颌双端固定桥的基牙及其支持组织进行应力分析，发现基牙牙体组织应力的大小与基牙牙根的形态、数目密切相关。单根基牙的根尖处应力较多根牙根尖的应力大。说明多根基牙承受载荷的能力显然大于单根基牙。同时并指出接近载荷作用点(区)的基牙产生的应力大，水平向载荷较垂直向载荷时，基牙牙体组织产生的应力大。

魏治统、杜传诗、赵云凤等(1984)用光弹实验法对各类固定桥基牙支持组织的应力进行研究。结果发现：

(1)固定桥修复后较修复前、单根基牙的应力减小，而多根基牙的应力增大，说明固定桥修复有利于保护单根牙的健康。

(2)3 基牙双端固定桥基牙牙体组织的应力分布较 2 基牙固定桥应力分布更均匀，因 3 基牙固定桥增加为 2 个前磨牙作为基牙，相当于 1 个多根牙，使固定桥两端的支持强度相近似。

(3)固定桥承受垂直向及斜向载荷时，基牙牙体组织的应力集中在基牙的根尖区和颈部，这个实验结论，解释了口腔医学临床上常见基牙的颈部及根尖区出现病变的原因，说明病变可能是由于长期受各种应力的作用所造成的。

(4)魏治统等学者除上述研究之外，还研究了

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

有邻牙的固定桥，邻牙是否也在固定桥受力时，有力的传导，结果发现有邻牙的固定桥的基牙牙体组织的应力值要小些，说明固定桥受力后，通过接触点将𬌗力传至邻牙上，从而分散了桥基牙承担的𬌗力。

（5）对半固定桥的基牙牙体组织应力分布研究结果显示，半固定桥活动端前磨牙基牙近中颈缘部分的应力集中比双端固定桥前磨牙基牙更严重，对基牙有损害。

上述这些非常有价值的创新性研究成果，将力学原理与口腔医学结合起来，揭示了临床上常见牙体组织病变的原因，使临床口腔修复科医师们逐渐认识到口腔生物力学与口腔医学的密切关系，为以后开展生物力学的研究，以指导口腔修复体、固定桥等的设计提供了条件。

Landry 等（1987）用光弹法研究下颌后牙 5 单位固定桥的应力分布，发现基牙的颈部和根尖区的应力较大。

固定桥基牙牙体组织应力分布规律总结如下：

（1）固定桥基牙牙体组织的应力大小，以及应力的分布与基牙牙根的数目，牙根的形态有密切关系，多根牙可承受较大的𬌗力，多根牙受载时应力值小，因应力由数个根分担。

（2）固定桥基牙承受载荷时，不管是垂直向斜向外力，基牙牙体组织的颈部和根尖区均出现应力集中，易造成对基牙牙体组织的损伤。

（3）固定桥受的载荷大，则固定桥基牙牙体组织产生的应力也大，接近载荷作用点（区）的基牙牙体组织的应力也较大。应注意采取措施使𬌗力分散，防止应力集中。

（4）固定桥的类型不同，基牙牙体组织的应力大小及分布也不同。上述研究结果认为 3 基牙双端固定桥优于 2 基牙双端固定桥及半固定桥。

（5）固定桥基牙有邻牙时，固定桥受载时，𬌗力可通过接触点传至邻牙上，使桥基牙的应力减小。

（6）口腔中牙缺失应在伤口愈合后，及时进行修复，防止缺失牙相邻的牙因𬌗力的作用而受损伤，固定桥修复后可使其负荷减小。

3. 固定桥基牙牙周组织的应力分析　固定桥基牙牙周组织是指基牙的牙周膜、牙槽骨等组织。Glickman 等采用光弹方法研究下颌双端固定桥修复前、后基牙牙周组织的变化。结果发现修复前，磨牙因𬌗力的作用产生近中斜向力，固定桥修复后，磨牙的斜向力变为轴向力，这是由于固定桥的桥体将磨牙与前端基牙连接为整体，从而改变了磨牙承受𬌗力的状态，保护了缺失牙前后的邻牙。

Hood（1975）用光弹法和有限元法研究磨牙向近中倾斜 30°制作固定桥后的应力。实验结果指出固定桥修复后，磨牙近中颈缘区牙槽骨和根尖区骨组织上的应力集中现象得到明显的减小。

Wright（1979）用有限元法分析固定桥的应力，结果显示 2 基牙单端桥垂直向受载时，瞬间旋转中心在两基牙之间的骨间隔内，旋转运动较 1 个基牙的单端固定桥小，证实多基牙固定桥具有类似夹板的作用。

尹亚梅（1986）用有限元法研究固定桥的应力分布。提出固定桥受垂直向力时，牙槽骨主应力以压应力为主。

赵云凤、杜传诗等（1986，1987）采用光弹法对固定桥基牙牙槽骨应力进行研究。

（1）实验结果证实垂直向加载时，有邻牙的 3 基牙固定桥设计比有邻牙 2 基牙固定桥应力的分布更合理，前者降低了基牙牙颈部的应力集中，使应力分布均匀，减小对基牙的损伤，显示 2 基牙固定桥基牙颈部应力值为 6.88MPa，3 基牙桥基牙颈部应力值则为 2.59MPa。

（2）固定桥承受垂直向𬌗力时，𬌗力是通过基牙及邻牙两条路线传递到牙槽骨的。固定桥受到斜向载荷（𬌗力）时，固定桥基牙牙槽骨产生较大的张应力。2 基牙桥和 3 基牙桥均为基牙颈部张应力达到最大和次大。2 基牙桥基牙牙槽骨的最大张（拉）应力为 6.13MPa。

（3）从应力曲线分析，3 基牙固定桥优于 2 基牙固定桥。

赵云凤等（1989）采用有限元方法对下颌第一磨牙缺失的双端固定桥，进行 7 种垂直向加载和两种斜向加载的基牙牙槽骨应力分析，绘出牙周组织应力值曲线图，并进行应力的定量分析。实验计算结果指出：

（1）垂直向加载时，均显示为第二前磨牙基牙的近中受到较大的压应力。当两个固位体和桥体

同时受载时，压应力为最大，最小主应力值为11.77MPa(压应力)，而磨牙基牙的牙周组织应力分布较均匀。

(2)固定桥桥体受斜向载荷时，前磨牙基牙的根尖近中区受到张应力和压应力，而压应力为最大，约为7.35MPa。

唐亮、赵云凤(1991)采用三维有限元法对下颌后牙固定桥受载后基牙牙周膜的应力分布进行研究，分析固定桥牙周膜的应力分布规律及加载条件对应力分布的影响。结果显示：

(1)在同等载荷下，固定桥修复后减少了直接受载基牙牙周膜的应力，并使基牙间的应力分布更为均匀。

(2)固定桥修复后各基牙和桥体同时受载时，各个基牙牙周膜的应力增加，前磨牙、磨牙的两个根分别较修复前增加48%、40%和43%，表明固定桥修复需要动用基牙的“牙周储备力”，以代偿缺失牙的功能。并说明桥体上承受的𬌗力主要由基牙承担。

(3)固定桥承受载荷时，基牙牙周膜出现压应力和张应力，垂直加载时，牙周膜应力较小，以压应力为主，应力集中在颈部和根尖区；水平向加载时，牙周膜产生的张应力和压应力较大，约为垂直载荷时的4倍，应力集中于颈部。因此，在固定桥设计中应注意减小侧向外力，以保护基牙。

(4)固定桥受载时，磨牙基牙的牙周膜应力值比双尖牙基牙的应力值小，而且均匀，为前磨牙基牙应力的1/3～1/2，说明磨牙可承受较大的𬌗力，是理想的固定桥基牙。

(5)加载条件是影响固定桥基牙牙周膜应力分布的重要因素。加载部位、载荷量的大小，以及加载方向三者比较，该学者认为加载方向更能影响固定桥基牙牙周膜的应力分布。加载方向的不同，不仅能改变固定桥基牙牙周膜应力值的大小，还能改变应力分布的规律。

(6)固定桥修复前，各基牙单独承受载荷，依靠黏膜、颌骨进行各牙间外力的相互传递，这种力的传递是有限的，固定桥修复后增强了基牙之间外力的相互传递能力。

综上所述，固定桥基牙牙周组织应力分布的规律如下：

(1)固定桥修复后各基牙牙周膜应力值增加，说明动用了“牙周储备力”，提示基牙的牙周组织健康，才能具有良好的牙周储备力。

(2)固定桥修复后改善了基牙的受力状况，有利于基牙牙周组织的健康。当口腔内牙缺失时，应该待伤口愈合后及时进行固定桥修复。

(3)固定桥的𬌗力由基牙和基牙相邻的牙传递到牙槽骨和颌骨，使𬌗力分散。

(4)从基牙的牙周组织应力分布来分析，3基牙双端固定桥优于2基牙双端固定桥。

(5)固定桥受垂直载荷时，基牙牙周组织的应力，以压应力为主，基牙的颈部和根尖区应力最大；固定桥受水平向加载时，基牙牙周组织产生张应力和压应力。基牙牙周组织能够承受较大的垂直向力，只能承受较小的水平向力，或斜向力。

(6)固定桥前磨牙基牙牙周组织的应力大于磨牙基牙牙周组织的应力，前者为后者的2倍。

(7)从固定桥基牙牙周组织的应力分布分析，固定连接体的桥基牙比活动连接体的基牙应力值低。

为了提高全瓷固定桥的修复质量、修复效果，使修复体能具有良好的生理功能，而且使患者感觉舒适、美观、耐用，在设计、制作全瓷固定桥时，应注意尽可能的减小或避免给基牙牙体组织、牙周组织造成应力集中现象。

4. *固定桥桥体下黏膜组织的应力分析* 关于这方面的研究报道较少。在口腔修复临床工作中，因各种原因摘除固定桥时，常会发现患者的桥体下黏膜出现炎症、糜烂、增生，甚至牙槽嵴萎缩等现象，学者们通过研究指出，这种情况是由于桥体组织面与牙槽嵴黏膜之间的牙结石、牙菌斑等物沉积所致。但是这种现象是否由于固定桥行使功能时，上下牙咬合桥体下沉，压迫黏膜组织而产生炎症等，桥体产生的压力有多大，这个问题是值得去进行研究的。

唐亮、赵云凤(1991)采用三维有限元法分析下颌后牙固定桥桥体下黏膜组织的应力状况。将桥体设计为改良鞍式，桥体组织面完全与黏膜接触，舌侧接触面较小。对固定桥基牙及桥体进行垂直向和水平向加载，桥体单独进行垂直向和水平向加载，固定桥修复前两个基牙进行垂直向和水平向加载。研究结果显示：

(1)固定桥修复前加载：基牙受力时，缺牙区牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

槽嵴黏膜存在极小的应力，张应力及压应力并存。垂直向加载时最大主应力值为 0.387×10^{-4}～0.737×10^{-3}kg/mm²；水平向加载时最大主应力值为 0.413×10^{-4}～0.121×10^{-2}kg/mm²。

(2)固定桥基牙和桥体同时加载

①垂直向加载：桥体下黏膜组织产生压应力，均为压应力未见张应力。最大主应力值为0.023～0.042 2kg/mm²。

②水平向加载：水平向加载时，桥体下黏膜既有压应力，又有张应力。最大主应力值为0.000 891～0.056 5kg/mm²，最大主应力中大部分为张应力，最小主应力均为压应力。

(3)桥体单独受载

①垂直向加载：桥体下黏膜均产生压应力。最大主应力值为0.009 46～0.017 8kg/mm²，以近中舌侧的应力最大。载荷加大，则应力值也增大。

②水平向加载：水平向加载时，桥体下黏膜既有压应力，又有张应力。最大主应力中大部分为张应力，最大主应力值为0.001 01～0.018 4kg/mm²，最小主应力均为压应力。

总之，上述研究揭示了当固定桥受到𬌗力的作用时，桥体下黏膜产生一定的应力，其应力水平约为同等载荷下基牙牙周膜最大应力的1.7%～17%，说明固定桥受的𬌗力主要通过基牙传递到牙周组织，再传递到颌骨而分散。但也提示口腔修复医师们在设计固定桥时，桥体下黏膜组织的应力也应加以重视。

三、全瓷固定桥折裂的原因分析

全瓷修复体因其生物学性能好，美观、舒适，色泽与人的天然牙相似，深受广大患者喜爱，主动选择全瓷修复体，全瓷修复体近几年来已广泛应用于口腔修复临床。

由于陶瓷材料具有一定脆性，其强度虽然在不断提高，生产出各类陶瓷材料，以满足临床应用。临床上常出现瓷修复体折裂现象，形成折裂的原因甚多，为了提高全瓷修复体的抗折能力，必须找出其折裂的原因。

(一)陶瓷材料的强度、韧性不足

人体牙齿的牙冠最外层为牙釉质，其内面为牙本质。牙釉质是人体骨骼中最硬的组织。人的牙体组织力学性质见表11-1。

表11-1 人牙体组织力学性质

	拉伸强度(MPa)	压缩强度(MPa)	弯曲强度(MPa)	弹性模量(MPa)	硬 度(KHN·MPa)	刻痕深度(μm)
牙釉质	10	392	9.81	84 000	3 430～4 310	33.0±3.4
牙本质	52	310	/	18 600	680	46.0±1.6

人们在日常咀嚼食物时需要一定的压力，才能将食物切断、切碎、研磨，然后才能吞咽，咀嚼食物究竟是需要多大的力，人们的最大𬌗力值是多大，不少学者采用𬌗力仪进行测试。总的来说，前牙最大𬌗力值约为155N，前磨牙为288N，磨牙𬌗力较大为390～800N。但在人们日常咀嚼食物时未使用出最大𬌗力。𬌗力的大小因年龄、性别，牙位的不同有所差异，甚至食物的软硬、牙周组织健康状况的不同，均有差异。但磨牙症的患者𬌗力可达到4 000N。

牙齿的结构是有机体，牙釉质与牙本质是梯度材料，是天然的结合，可以对抗较大的𬌗力。虽然牙釉质的力学性质并不如陶瓷材料的强度高(400～600MPa)，但在人们口腔中使用几十年也很少发生问题。从牙齿的力学性质分析，牙釉质和牙本质可以承受较大的压缩力，但只能承受很小的张应力。

陶瓷材料具有脆性，其脆性断裂理论，格里菲斯提出材料内部存在原始裂纹，当材料受外力时，裂纹尖端产生应力集中，尖端处的应力大于材料的理论强度时，裂纹迅速扩展，使材料断裂，材料的实际强度较理论强度低得多。实际材料中存在的孔隙、裂纹、夹杂、缺陷等均可视为格里菲斯模型中的裂纹。

材料中裂纹扩展方式有三种，即张开型、滑开型和撕开型，以张开型扩展为最多。断裂韧性一般认为与裂纹大小，裂纹形状、加载方式无关，而与材料的组成成分和制备工艺密切相关。材料的

断裂常常是由于拉应力和拉应变过大所引起的。

许多学者对提高陶瓷强度和韧性作大量研究工作，建议从以下方面对陶瓷进行韧化：

1. 改善材料的显微结构。提高原料的纯度、密度、晶体完整性，改善晶形、晶粒尺寸、晶界，晶粒尺寸变小可以增强陶瓷韧性。

2. 微裂纹韧化。

3. 相变韧化。在氧化铝陶瓷材料中加入氧化锆(ZrO_2)，使氧化锆四方相经处理转变为单斜相，从而消耗部分外加能量，同时在相变过程中发生体积膨胀，在基体中产生微裂纹，微裂纹可分散主裂纹尖端的应力集中，甚至终止裂纹扩展，或使裂纹扩展路径产生弯曲，从而达到相变增韧作用。氧化锆增韧氧化铝陶瓷，其断裂韧性 KIC 可高达 $15MPa \cdot m^{1/2}$，强度达1 200MPa以上。

4. 选用超细粉末，控制烧结工艺和晶界工程。

5. 纤维补强增韧。

6. 异相颗粒弥散强化。

通过上述各种措施，提高陶瓷材料的强度和韧性，近几年来已逐渐研制出新的较理想的可制作后牙全瓷桥的陶瓷材料。

（二）口腔环境疲劳

口腔环境是润湿的，含有各种细菌，每日进食，食物的温度以及酸、碱、苦、辣、甜的各种化学刺激。唾液是维持口腔健康的重要体液，具有润滑、缓冲、清洁、抗微生物凝集的作用，当患者患口腔疾病和全身疾病时，则唾液的流量和流速会发生相应改变。全瓷固定桥在口腔内使用，长期处于口腔润湿的环境中，唾液和水，以及微生物等浸入陶瓷修复体表面的微裂纹尖端，同时产生张应力，使陶瓷的强度降低。Myers 计算出 Optec 修复体在口腔内 12 年后，其弯曲强度为 44MPa，Empress 陶瓷降低为 51MPa；Fairhurst 报道普通长石陶瓷在口腔内使用 1 年，其强度降低 65%，以后的 9 年中以 9%速率递减。由于口腔环境疲劳使全瓷修复体强度降低导致脆裂。

（三）机械疲劳

全瓷固定桥在口腔中要发挥应有的生理功能，每日多次咀嚼食物，承受各个方向的𬌗力。随时间作周期性变化的应力，称为交变应力。这种应力作用于全瓷修复体上，由于应力的长期的、多次重复的作用，陶瓷修复体产生裂纹，长期下去造成全瓷桥折裂失败。Morena 等的研究指出普通长石陶瓷、铝核瓷、细晶粒瓷在口腔环境中 5 年，其强度分别降低为 13.0MPa、41.2MPa、95.2MPa。口腔中随时间产生的周期性交变应力，对全瓷修复体损害是很严重的。

（四）工艺缺陷

陶瓷缺陷中存在与晶体相似的微观缺陷，如点缺陷、线缺陷和面缺陷，以及显微层次的各种缺陷，如气孔、异常晶粒、夹杂粒子、第二相物质等。

工艺缺陷是指陶瓷制备过程中，或修复体制作过程中产生的缺陷。

1. *原料和粉料缺陷* 在原料或粉体中引入第二相粒子，可能存在于颗粒内部的裂缝内、微孔内。应采用高纯超细粉料。

2. *成型缺陷* 借助模具成型时，需添加有机粘结剂。粘结剂分布的均匀性决定制品的密度分布。不适宜的素坯烧结过程可导致素坯中潜伏裂纹。素坯中残存的粘结剂影响制品中气孔的形貌、尺寸和分布。

3. *烧结和冷却缺陷* 烧结过程的初期有粉粒间空隙的收缩和晶界的形成；后期伴有晶界迁移、气孔排除和晶粒长大。晶界是晶体结构的严重畸变区。烧结过程中，气孔排除的主要过程是表面扩散。当气孔的本征移动性大于晶界本征移动性时，气孔得以在晶界排除，反之，气孔就残留在晶体内。

快速冷却往往在基体中出现残存应力，慢速冷却有利于新相成核。当夹杂粒子的热膨胀系数远大于基体的热膨胀系数时，夹杂粒子会脱开，而在基体中出现空洞。若夹杂粒子的膨胀系数比基体膨胀系数小时，就形成取决于应力、弹性模量和韧性的各种裂纹。

4. *冷加工缺陷* 机械加工易引起表面损伤和应力，是表面缺陷的重要来源。

（五）应力集中

从力学的观点解释认为杆件不连续凹槽、圆形、台阶部位（区域）处的最大局部应力，称为应力集中。物件在交变应力作用下，疲劳破坏总是从应力最大的部位开始的，所以应力集中影响很大，往往容易造成构件的破坏。全瓷固定桥也同样有应力集中区，如基牙制备体的形态有𬌗面、轴面、

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

颈缘的凹面型、肩台型等，均易造成应力集中，因上述部位均是不连续的。还有微裂纹的尖端也是应力集中区。

当天然牙𬌗面受到冲击力时，也会产生碎裂，如人们在日常生活中不慎咬到饭中的小石子，可使牙尖折断或牙折裂。当全瓷固定桥受到冲击力时，也容易产生破坏。试验表明材料的破坏主要有两种方式，一种是断裂，另一种是塑性变形。断裂破坏常是由拉应力或拉应变过大所引起的，此外剪切应力也可造成陶瓷断裂。许多研究证实全瓷固定桥可以承受较大的垂直向压力，而仍完整无损，而对侧向力来说，很小的侧向力也能导致瓷折裂。

四、全瓷固定桥折裂的部位及瓷折裂的预防措施

(一)瓷折裂的部位

全瓷固定桥的折裂多是由于瓷表面受压力，在瓷体的组织面产生拉(张)应力使瓷修复体碎裂，陶瓷修复体内有微裂纹，裂纹处受到应力，使裂纹两界面分离，导致瓷折裂。常见全瓷固定桥折裂部位有以下几处：

1. *固位体的𬌗面牙尖及中央窝* 当全瓷固定桥承受𬌗力时，固位体𬌗面牙尖及中央窝将受到较大的外力，由于固位体下面是牙体组织或是金属核，对固位体承受的𬌗力不能产生缓冲作用，很易使固位体组织面产生微裂纹，反复的𬌗力作用，使微裂纹逐渐扩展，最后导致瓷折裂。全瓷固定桥固位体的瓷折裂，影响固定桥的稳固性，将导致固定桥松动脱落而失败。

2. *固位体颈部和颊侧、舌侧* 从牙体力学的研究表明，牙齿的颊部是应力集中区，且长期受交变应用作用，固位体的颊、舌侧因固位体在咀嚼食物时产物垂直向力和斜向力(侧向力)，这种力对固位体的颊、舌面来说受到的是拉应力或剪切应力，使其颊面或舌面折裂破碎，这种颊舌面和颈部折裂在临床上经常出现。

3. *固定桥的固位体底瓷与饰瓷界面* 由于两种瓷的弹性模量或膨胀系数不匹配，或因杂质会导致两种瓷在界面出现裂纹，致瓷折裂。弹性模量是应力与应变的比值。材料的变形性能主要用弹性、塑性和黏性来描述。弹性模量是度量材料刚性的量。陶瓷的弹性模量较大，其极限应变小于 0.1%～0.2%，因此其抗冲击，抗热冲击性能差，陶瓷具有脆性。在晶体内部常含有与基体不同的物质，即杂质。受到载荷作用时，在杂质和基体的边界处产生应力集中，而致全瓷固定桥固位体折裂。

4. *固定桥连接体* Koutayas 等研究了双端渗透陶瓷固定桥受载时对断裂强度的影响，证实全瓷固定桥可承受较大的垂直向𬌗力。Kerm 等(1998)对渗透铝瓷固定桥 5 年追踪研究，双端全瓷桥使用 5 年后在连接体处折断。胡柏等综合临床及文献资料认为全瓷固定桥大约有 60%以上的断裂发生在连接体处。

(二)瓷折裂的预防措施

1. *增加瓷层厚度* 全瓷固定桥的𬌗面应具有 1.5～2.0mm 的厚度，以增强其抗力，全瓷固定桥的𬌗面是发挥咀嚼功能的区域，直接承受𬌗力的冲击，故应有足够的厚度，以承担较大的𬌗力。

此外，全瓷桥的轴壁特别是颊面、舌面，在𬌗面受到咀嚼压力时，颊、舌侧也受到相应的应力，故轴壁应有 1.5mm 厚度。

2. *全瓷固定桥固位体的颈部形态应设计适当* 牙体组织应力分析证实牙颈部是应力集中区，且常产生交变应力，固位体颈部形态应设计恰当，同时应有一定厚度。可设计凹面型，其厚度为 0.5～0.8mm。

3. *制作全瓷固定桥时，按操作规程操作* 因制作全瓷固定桥的陶瓷材料不同，其操作程序步骤也有差异。但要求制作的技术人员一丝不苟地、认真地、负责地完成每步操作程序。例如陶瓷修复体制作必须通过烧结才能完成，烧结工艺包括气氛、升温速度、最终烧结温度、保温时间等。若烧结温度过高，保温时间过长，则会引起晶粒过分生长，或个别晶粒异常长大，导致重结晶产生，反而使材料性能下降。所以必须按操作程序制作修复体。

4. *防止应力集中及侧向外力* 全瓷固定桥的𬌗面是惟一行使咀嚼功能的区域，也是应力最集中的区域，为了减小应力集中及侧向𬌗力对基牙牙冠和牙根的损伤，应减小固位体和桥体𬌗面牙尖的斜度，使𬌗力形成多点分布，达到𬌗力分散

到多处固位体和桥体上。

5. 选用粘结力强的粘结剂使全瓷固位体与基牙牙体形成整体　天然牙的牙釉质与牙本质是梯度材料，结合牢固，牙釉质承受𬌗力时，牙本质起到缓冲作用，有利于对牙釉质的保护。笔者曾设计采用树脂粘结剂，进行适当的界面处理，使全瓷固定桥承受的𬌗力，能够快速有效地转移并分散，全瓷修复体上承受的应力得以减小，缓冲，使全瓷修复体更能长期使用，发挥功能。这种观点，是个大胆创新的设想。

6. 全瓷修复体完成后表面处理　陶瓷修复体经过多种步骤制作完成，瓷表面常存在微裂纹，这种微裂纹是将来瓷折裂的隐患。可将瓷修复体表面上釉、打磨、抛光，以消除微裂纹。采用热膨胀系数小于体瓷的釉瓷上釉，使瓷修复体表面形成压应力，可有效地缓解裂纹扩展。

此外，还可采用真空烧结减少气孔的形成，增加致密度，从而提高陶瓷强度。也可对陶瓷表面进行离子交换，增加陶瓷强度。

7. 增强固定桥连接体强度　特别应增加连接体的𬌗龈向高度，一般学者们建议连接体处应为 4mm×4mm，并建议在基牙近桥体侧，加邻轴沟，以增加连接体的体积，从而增加连接体强度。这种方法要根据基牙的具体情况来决定，有条件才能选用。

8. 选用弯曲强度、断裂韧性高的陶瓷制作全瓷固定桥　从陶瓷材料的根本问题上克服全瓷固定桥的脆性。

第六节　全瓷固定桥修复后的问题及处理

全瓷固定桥由陶瓷材料制作，目前虽可提供高强度的陶瓷材料，但尚不够理想。而且制作陶瓷修复体的操作技术，制作工艺尚不够成熟，尚不完全规范，在制作全瓷固定桥的工艺过程中，无法完全杜绝工艺缺陷的出现。全瓷固定桥修复可能出现以下问题。

一、过敏性疼痛

（一）固定桥粘结时疼痛

制作全瓷固定桥要求瓷固位体有一定厚度，需要磨除较多的牙体组织，活髓牙切磨后牙本质暴露，固定桥就位时产生机械摩擦，粘结时消毒药物刺激，冷热刺激等产生疼痛；粘结剂中游离出的酸刺激牙髓，也可引起粘结时疼痛。例如过去临床上应用的磷酸锌粘结剂，粘结活髓牙时，患者牙髓会受游离酸刺激而产生疼痛。待粘结剂凝固后，疼痛逐渐缓解消失。现已改用对牙髓无刺激的粘结剂。

（二）全瓷桥粘结后疼痛

固定桥粘结后近期内遇冷热产生疼痛。可能是由于制备牙体时，切割组织较多接近牙髓，或者牙体制备后未采用暂时桥。遇到上述情况最好及时对近髓或露髓处采用硬固型氢氧化钙护髓，用粘结剂暂时粘结固定桥保护牙髓，观察一段时间，待制备体无过敏现象后再做永久全瓷固定桥粘结。

若全瓷桥已粘结，可嘱患者暂时不用新桥咀嚼食物，并注意禁食过冷过热水及食物加重刺激。这样保护并结合患者自身的修复能力，数周后过敏现象可逐渐缓解。

建议口腔修复科常用的 3M ESPE 玻璃离子粘结剂，不要用于活髓牙固定修复体粘结，防止刺激牙髓。

（三）全瓷固定桥使用后发生过敏

全瓷桥粘结后可以咀嚼食物，功能良好，但发现对冷热感觉不适，甚至疼痛。遇到这种情况应仔细检查固位体颈部边缘是否将制备过的牙体组织完全覆盖，若有颈部牙本质暴露，则可产生冷热过敏现象，长期下去，可形成牙髓炎，这种情况多发生在固位体的远中颈缘，常不易觉查，这时应重新制作固定桥。

二、咬合时痛

（一）全瓷桥粘结后咬合时痛

全瓷固定桥粘结后，咀嚼食物时发生疼痛，这种情况因桥的固位体𬌗面或桥体𬌗面有早接触点。有早接触点，咀嚼时，固定桥𬌗面受力较大，𬌗力较集中，可引起创伤性牙周膜炎。经过调𬌗处理，使𬌗力分散，桥固位体的𬌗力减小，则咬合时疼痛可消失。

若疼痛加剧，调𬌗也未能消除疼痛，必要时，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

可在局麻下拆除固定桥，待愈合后重做全瓷固定桥。

(二)全瓷桥使用后咬合痛

全瓷桥在口腔中使用一段时间后发生咬合时疼痛，这种情况应进行正中𬌗位、非正中𬌗位的详细检查是否有早接触点，是否有牙齿松动，研究确诊是否有创伤性牙周炎或根尖周炎，必要时可拍X线片协助确诊。处理方法为调𬌗，牙周治疗。可直接在固位体𬌗面钻孔处理，也可拆除固定桥根管治疗。

三、全瓷固定桥折裂

全瓷固定桥在口腔内使用数年后，由于𬌗力长期的反复的作用，瓷桥在受张应力的部位出现微裂纹，裂纹因力的作用不断扩展，导致修复体折断或破碎。瓷折裂的部位如前面所述。

瓷折裂后，瓷的断端有时会刺激口腔唇、舌组织。甚至当桥的连接体处折断时，使桥体与固位体分离，桥体𬌗面不能再继续发挥功能。一般发生有瓷折裂时，应将全瓷桥拆除，重新再制作。

在制作全瓷桥时，制作的各步骤均应严格把关，认真操作，并仔细检查，每一步是否有微裂纹存在及气孔和晶粒缺陷，若发现均应重新再制作。如作渗透铝瓷固定桥，已发现底瓷有微裂纹，则应重新做底层，及玻璃渗透，最后再饰面瓷。

四、龈 缘 炎

全瓷固定桥粘结后出现牙龈充血、红肿或是刷牙时少量出血，这种情况可能由以下原因造成：

1. 粘结固定桥时，龈缘下溢出的多余粘结剂未去除干净，刺激龈组织。应用器械、牙线等去净多余粘结剂。

2. 固位体边缘过长，压迫龈缘，或是固位体边缘不密合，造成食物残渣堆积，引起龈缘牙菌斑附着。

3. 固位体与桥体轴面形态恢复不良，不利于自洁及对牙龈的按摩作用。

4. 固位体与邻牙的接触点恢复不良，产生食物嵌塞压迫牙龈。

(赵云凤　程碧焕)

参 考 文 献

1 朱希涛，口腔修复学．第2版．北京：人民卫生出版社，1987：137－165

2 马轩祥．口腔修复学．第5版．北京：人民卫生出版社，2003：137－163

3 徐君伍．现代口腔修复学．北京：高等教育出版社，2000：101－120

4 汪振华，王金玉，刘素辉，等．固定桥桥体龈底形态对接触区黏膜微生态影响的研究．中华口腔医学杂志，2005，40(3)：227

5 孙　凤，魏克立，钱瑞申，等．IPS Empress 2 全瓷冠桥的初步临床研究．现代口腔医学杂志，2000，14(6)：399

6 万乾炳，游　伦，杜传诗，等．In-Ceram 全瓷修复系统的临床应用．口腔医学，1997，17(2)：77

7 周丽晶．In-Ceram 全瓷修复临床研究概况．现代口腔医学杂志，2002，16(5)：447

8 莫安春，吴红崑，葛勇新，等．Vita In-Ceram 全瓷修复体2年临床观察．中华口腔医学杂志，2001，36(4)：292

9 于世凤．口腔组织病理学．第4版．北京：人民卫生出版社，2000：2－9

10 赵云凤．口腔生物力学．北京：北京医科大学、中国协和医科大学联合出版社，1996：9，50－57

11 徐君伍．口腔修复理论与临床．北京：人民卫生出版社，1999：20－36

12 赵云凤，杜传诗，魏治统，等．固定桥基牙牙槽骨的光弹应力分析-垂直加载．华西医大学报，1986，17(1)：29

13 赵云凤，杜传诗，魏治统，等．固定桥基牙牙槽骨的光弹应力分析-斜向加载．华西医大学报，1987，18(1)：29

14 赵云凤，黄苏华．用有限元法分析固定桥受载的应力分布．华西医大学报，1989，20(4)：392

15 唐　亮，赵云凤．下颌后牙固定桥基牙牙周膜应力的三维有限元法分析．中华口腔医学杂志，1993，28(5)：261

16 尹亚梅，朱希涛．用有限元素法分析下颌后牙双端固定桥的受载应力分布．中华口腔医学杂志，1986，21(3)：129

17 胡　柏，王贻宁．全瓷冠桥抗折性能研究进展．临床口腔医学杂志，2005，21(1)：58

18 魏治统，杜传诗，赵云凤，等．用光弹性方法对固定桥基牙牙槽骨受力的实验研究．华西口腔医学杂志，

1984,2(2):96

19 朱庆堂,陈新民．全瓷冠修复材料弯曲强度的研究进展．华西口腔医学杂志(增刊),2003,21(6):203

20 单辉祖．材料力学教程．北京:国防工业出版社,1983:209－220

21 孙训方,方孝淑,关来泰．材料力学(下册).北京:人民教育出版社,1982:390－391

22 Rosenblum MA,Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc,1997,128(3):297

23 Probster L. Diehl J. Slip-Casting alumina Ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence Int, 1992,23(1):25

24 Mclaren EA,White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-base ceramic for crowns and fixed partial dentures. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1999, 11 (8):985

25 Oh WS,Anusavice KJ. Effects of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent,2002,87(5):536

26 Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent,1999, 81(6):652

27 Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. J Prosthet Dent,1988,59(3):304

28 Koutayas SO,Kern M,Ferraresso F,*et al*. Infuence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. J Prosthet Dent,2000,83(5):540

29 Bennani V. Fabrication of an indirect-direct provisional fixed partial denture. J Prosthet Dent, 2000, 84 (3):364

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第12章 Chapter 金瓷固定义齿修复

金瓷固定义齿(metal-ceramic fixed partial dentures)又称金属烤瓷固定桥或烤瓷熔附金属固定桥,是用烤瓷合金制作固定桥的底层桥架,在其上用烤瓷恢复缺失牙的解剖形态和生理功能。烤瓷质硬、耐磨损,色泽近似于天然牙,美观、化学性能稳定,不易腐蚀变色,生物相容性好,不刺激口腔组织。金属桥架可提高固定桥的机械强度,克服瓷的脆性。适用于美观要求高的前牙修复,也可用于𬌗力较大的后牙修复,并可制作多单位甚至全颌固定桥,是目前质量最好的、临床应用最广泛的牙列缺损固定修复体。烤瓷与金属的牢固结合及二者匹配的热膨胀系数是金瓷固定修复体成功的关键,而正确的设计与制作是保证其成功的必要条件。

第一节 适应证的选择

一、适 应 证

金瓷固定义齿的适应证基本与金属固定义齿适应证相同,修复前必须对牙列缺损患者的口腔环境进行周密的检查,并结合患者个体特点和全身情况综合分析,确认预后使用寿命,但其适应证更应严格控制。

1. 缺牙的数目 一般来说,固定义齿最适宜修复1～2个缺失牙。

2. 缺牙的部位 不论牙列的任何部位缺牙,只要缺牙的数目不多,基牙的支持力好,都可用固定义齿修复。

3. 基牙的条件

(1)牙冠:作为固定义齿基牙的临床牙冠应高、大、正、直,形态和结构正常。

(2)牙根:固定义齿基牙的牙根应长大粗壮或为多根,牙根应稳固,牙周无病变。

(3)牙髓:固定义齿基牙的牙髓应无病变。如有病变应彻底治疗后,方可用作基牙。

(4)牙周:基牙的牙周组织应健康无病变,才有足够的牙周储备力来支持缺失牙的𬌗力。

(5)基牙的位置:基牙的位置应基本正常,方可使各固位体取得共同就位道。

4. 年龄 适宜固定义齿修复的年龄,一般认为是20～35岁,而以30～45岁为最适合的年龄。但现在固定修复适应证的年龄范围不断扩大,可到70岁。

5. 全身健康状况 患有严重的全身性疾病,体弱不能耐受较长时间口内操作者,一般不宜用固定义齿修复。身心健康者可做固定桥修复。

6. 口腔卫生及余留牙情况 口腔卫生条件差的患者,在用固定义齿修复前,应先进行口腔全口牙洁治,并向患者做口腔卫生宣教,改善口腔卫生状况。

7. 职业及患者的要求 对于某些特殊职业(演员、教师、广播员、节目主持人等)和患者本人的要求,只要符合上述条件,尽量用固定义齿修复。

二、禁 忌 证

1. 青少年特别是18岁以下者恒牙因尚未发育完全,牙髓腔宽大髓角高者。

2. 牙体过小无法取得足够固位形和抗力形者。

3. 患者深覆𬌗，咬合紧，且没有矫正畸形，而无法制备足够的牙体空间者。

4. 严重牙周病不适宜修复者。

5. 有夜磨牙等不良习惯者。

金瓷固定义齿由于其自身材料特点，存在以下不足之处而导致适应证选择更严格：

(1)为了保证瓷层的厚度，必须磨除较多的牙体组织，因此基牙损伤较大。

(2)强度相对不足，特别是咬合紧、𬌗力大的部位可能发生瓷裂，而桥体长且𬌗力大时，可能发生桥体下沉或挠曲现象，瓷层碎裂。

(3)制作工艺复杂，价格较贵。

三、选择适应证的注意事项

金瓷固定义齿的适应证与一般金属固定义齿有一定区别，其适应证还应着重考虑以下几方面。

(一)患者的态度

应让患者充分了解有几种可能的修复方案及每种方案的优缺点，为何选用金属烤瓷固定义齿。使患者对固位体、桥体的形态、美观效果及预后有大致的了解。以美观美容为修复目的者，应使其对修复体的形态、色泽及可能出现的问题有充分的思想准备。

(二)患者的年龄

一般来说金属烤瓷固定义齿修复是没有年龄上限的。一些年龄较大，缺牙数目较多，生活自理能力差，采用可摘局部义齿修复摘戴困难者，如果基牙条件允许，𬌗关系协调，且能耐受长时间牙体制备者，金瓷固定桥将是其首选设计方案，甚至可设计为包括整个牙弓的多单位长桥。若患者的年龄小，基牙尚未完全萌出，基牙的髓角高，髓室大，如采用金属烤瓷固定义齿修复对基牙损伤大。另外年龄小的患者常发生意外，使金属烤瓷义齿损坏并累及基牙，因此，18 岁以下的患者一般不采用传统的金瓷固定义齿修复。这类患者可先用可摘局部义齿作为过渡性修复体，但可摘局部义齿特别是修复前牙缺失时，由于其为混合支持式，缺牙区牙槽嵴将承受较大的𬌗力，戴用一段时间后常发生缺牙区两侧邻牙的牙龈退缩，给以后的金瓷固定桥修复带来困难。因此其首选的过渡性修复体将是牙体组织磨切较少的粘结金瓷桥。如果患者年龄小，基牙是死髓牙，并已经过完善根管治疗者，则可做金塑固定桥或金瓷固定义齿修复。

(三)美观因素

金瓷修复体可再现天然牙的色泽和形态，具有较好的美观效果，而许多患者也正是由于美观的原因而选择金瓷固定桥的。在临床上，常见个别牙缺失伴有余牙四环素染色，或者基牙的位置异常，𬌗关系紊乱，以及缺牙间隙宽度和缺牙区的牙槽嵴形态异常等，给金瓷固定义齿修复带来困难。对于上述病例应先在研究模上进行牙体制备及排牙，使患者对修复预后有充分的认识，必要时应取记存模或拍摄修复前的彩色照片。

(四)𬌗因素

一般前牙缺失时，各种𬌗关系下均可采用金瓷固定桥修复。当前牙为切刃𬌗，而且上下牙磨耗明显者应视为禁忌证。另外尖牙保护𬌗，尖牙选作基牙或尖牙缺失，因牙弓转弯处修复体受的张应力大，修复体常发生瓷裂。后牙缺失，咬合紧𬌗力大时，也应慎用金瓷固定桥修复。当存在𬌗紊乱时，应先治疗再决定是否采用金瓷固定桥修复。

(五)基牙及口腔一般状况

基牙的情况包括牙体牙周组织健康状况，临床牙冠的长度、牙根形态等往往是决定能否选用金瓷固定义齿修复的重要因素。口腔卫生状况、牙龈及余牙的健康状况等也是必须考虑的因素。口腔卫生差，牙龈充血水肿者应先治疗后再修复。余留牙Ⅰ度或Ⅱ度松动，有牙槽骨吸收时，也可采用金瓷固定桥修复，使之成为牙周夹板，对基牙加以保护。

第二节 金瓷固定义齿的设计

一、金瓷固定义齿的结构设计

金瓷固定义齿由基牙、固位体、桥体和连接体组成。现将各结构设计介绍如下。

(一)基牙的选择

1. 基牙选择的条件

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(1)牙冠：主要是影响固定义齿的固位力。应选择牙冠形态、𬌗龈高度和牙体组织结构都正常的牙。存在牙体缺损或牙冠形态不正常的牙，在能达到固位体固位要求的前提下可选作基牙。牙冠缺损面积较大时，可通过桩核修复作为固定义齿的基牙。

(2)牙髓：应选活髓牙为基牙。若必须选死髓牙和无髓牙时，必须经过完善的牙髓治疗和根管治疗，并考虑牙根的强度。

(3)牙根：牙根长大者，则支持力强，多根牙较单根牙或融合根牙的支持力强，多根牙的根分叉宽者较融合根的支持力强。

(4)冠根比：固定义齿基牙理想的冠根比为2∶3。正常情况下最小冠根比为1∶1。对颌牙牙周情况差时，冠根比可适当放宽些。

(5)牙周：主要是影响义齿的支持。固定义齿受力后，𬌗力全部由基牙的牙周组织支持，支持力的大小决定于基牙的牙周储备力，牙周储备力又取决于牙周组织的健康状况。牙周病造成牙槽骨吸收的患牙不适于作基牙，牙槽骨吸收至根长的1/3～1/2是作为基牙的极限。

(6)牙轴向位置：牙轴向位置应不影响固位体的制备及基牙的共同就位道。

2. *基牙数目的确定* 正常情况下决定基牙的数量较容易，缺1个牙可以用2个基牙。但如果缺牙较多，或基牙不理想，决定基牙的数量就比较困难。

(1)根据牙周膜面积决定基牙数量，Ante曾提出：基牙牙周膜面积的总和应等于或大于缺失牙牙周膜面积的总和。

(2)根据𬌗力比值决定基牙的数量，Nelson规定：桥基牙𬌗力比值总和的2倍，应等于或大于各桥基牙及缺失牙𬌗力比值的总和。

3. *增加基牙的位置* 增加基牙的目的是为了分散𬌗力，减轻基牙的负荷。如果桥体的两端各有2个基牙，则每个基牙可承受一定的𬌗力。若需要增加基牙，应在基牙支持力弱的一端增加，使两端基牙承受的𬌗力接近平衡。

4. *基牙的评价* 在基牙制备之前，临床医生应该对基牙做一个全面的评价，以提高修复的成功率。拍X线片，用热和电刺激评价牙髓的活力，去除现存的充填物，衬垫层以及龋坏部分，仔细检查是否有穿髓孔。对牙髓的健康情况不能确定时，应该在固定修复之前做根管治疗。

(1)根管治疗的基牙：基牙做过完善的根管治疗后，应该用桩核恢复缺损的牙体组织，增加它的固位和抗力。然而，如果治疗后的基牙牙根比较短，或者牙冠余留量过少时，有时会造成修复的失败。因此，桩核恢复后，是否会使基牙获得最大的固位，成为我们对治疗后基牙最大的关注点。有时候，要达到最好的修复效果，应该拔除严重缺损的残冠、残根，而不是行根管治疗。

(2)龋坏的基牙：充填完好的龋坏的天然牙是比较理想的基牙。通过保守的牙体制备，可以获得一个既美观、又具有良好固位的修复体。对一个成年患者来说，医生只要选择正确的牙体制备设计方案，是不会损伤到牙髓的。有些患者不愿意磨除完好的天然牙作为基牙，这时，我们应该为患者考虑到整个牙列的健康和功能的恢复，而不是单个牙齿。

(3)倾斜的第二磨牙：下颌第一磨牙缺失在修复的患者中经常遇到，如果长期不修复，第二磨牙就会向缺隙侧倾斜。这样就很难在牙体制备时按牙体长轴制备，并获得共同就位道，尤其在第三磨牙存在时更明显。第三磨牙通常会向第二磨牙侧倾斜，其近中倾斜部分阻碍了牙体制备获得共同就位道，妨碍义齿的完全就位。第三磨牙轻微的倾斜可以通过近中的片切使修复体获得共同的就位道。

正畸治疗是一种比较好的扶正基牙的方法，基牙扶正后不仅有利于牙体制备获得共同就位道，更有利于基牙的应力分布，减少基牙近中的骨质吸收。若不能进行正畸矫正，仍可进行固定义齿修复，当基牙的倾斜不超过25°～30°，可以通过正确的牙体制备获得共同就位道，且基牙近中倾斜使应力传导到近中根的近中面，很少传导至牙槽骨，这样将加重基牙的倾斜度。

倾斜的第二磨牙可使用半冠作为固位体，这种制备设计是将3/4冠旋转90°，将远中暴露。这种设计要求基牙远中没有龋坏，而且患者要能够保持该区域清洁。倾斜的第二磨牙还可以通过套筒冠获得其就位道，首先沿着倾斜的基牙长轴进行大量的牙体制备，内冠与制备体粘固，邻面半冠作为固定义齿的固位体与内冠贴合，这种修复体

可以完整地包裹基牙，并且获得良好的共同就位道。非刚性连接是解决固定义齿基牙倾斜的另一种方法。对倾斜的第二磨牙沿牙体长轴进行牙体制备，在前磨牙远中放置栓道。如果将栓道放置在倾斜的第二磨牙会加重基牙的倾斜。但是当第二磨牙既有近中倾斜又有明显的舌侧倾斜时，可以使用非刚性连接。

(二)固位体的设计

1. 对固位体的要求

(1)有良好的固位形和抗力形。

(2)能够恢复基牙的解剖形态和生理功能。

(3)基牙牙体制备符合标准，能够保护牙体、牙髓和牙周组织的健康。

(4)能够取得固定义齿的共同就位道。

2. 固位体的类型

(1)冠内固位体：主要是指双面或多面铸金嵌体，但必须有与桥体相连接的邻面。冠内固位体的固位作用较差，边缘线较长，容易产生继发龋。并且在牙体制备时切割牙体组织较多，易使牙髓受损。

(2)冠外固位体：冠外固位体指部分冠和全冠，是固定义齿最理想的固位体。其固位力较强，切割牙体组织少，能够满足美观需要，所以临床使用较多。

(3)根内固位体：指核桩冠。应为铸造核桩冠，因为简单桩冠的强度及形态都不适合做固位体，所以临床上一般不用。核桩冠的固位作用良好，能够恢复牙冠外形，符合美观要求。

3. 固位体的设计

(1)提高固位体的固位力：固定义齿的固位体不但要抵抗自身的脱位力，还要抵抗桥体的脱位力，所以要求其固位力应高于个别牙的修复。

(2)双端固定义齿两端基牙固位体的固位力应基本相等：如果两端固位体的固位力相差太多，则固位力弱的一侧固位体很容易松脱。而另一侧固位力强，义齿脱不下来，松脱侧的基牙很容易出现继发龋而致修复失败。

(3)固位体固位力大小的设计应与𬌗力的大小、桥体的跨度和桥体的曲度相适应。

(4)各固位体之间必须有共同就位道，若无共同就位道就很难使固定义齿就位。

(5)基牙有缺损或畸形的固位体设计：设计固位体时应考虑一并修复。

金瓷固定义齿的固位体多设计为全冠，应着重考虑以下因素：

①基牙牙周组织健康状况和牙冠的固位情况；②美观因素；③基牙的条件，如有无牙体缺损、牙冠外形等；④牙体组织的保存；⑤ 𬌗关系；⑥价格。

(6)前牙固位体设计：在设计前牙金瓷固定义齿的固位体时，受上、下颌𬌗关系的影响很大。设计舌侧金属与烤瓷交接处的部位应在下颌正中𬌗、前伸、侧向𬌗功能运动的下切牙运动轨迹外，即下颌做各个方向的功能运动时，金瓷结合部不能与下切牙接触。下切牙与固位体的接触面应是全瓷或全金属，否则𬌗力作用于金瓷结合部，使金属变形或瓷层碎裂。下前牙金瓷固定义齿的切端应为全瓷覆盖，并且应有一定的瓷层厚度。

(7)后牙固位体设计：在设计后牙金瓷固定义齿固位体时，一般根据牙体的磨除量、上下颌牙的接触关系及下颌运动范围而定。在咬合紧、𬌗力大而不影响美观的部位，固位体可为铸造金属全冠或部分冠。如设计为金瓷冠，其𬌗面必须是全瓷覆盖或全金属。𬌗力大者，不能磨出足够间隙者可用全金属𬌗面，𬌗力小者或能够磨出足够间隙者，可设计为全瓷覆盖的𬌗面。在设计金瓷结合部时，与前牙一样，应在下颌功能运动时的𬌗接触范围以外，并且应选用较坚硬的合金如 Ni-Cr 合金等，否则𬌗力作用于金瓷结合部将引起颊侧瓷层碎裂或𬌗面的金属变形。

(三)连接体的设计

金属烤瓷固定义齿的连接体可以由焊接而成，也可以由整体铸造而成。一般 6 个单位以下的金瓷固定义齿多为整体铸造而成，超过 6 个单位时，由于整体铸造引起的收缩变形量大，可将几部分分开铸造，再进行焊接。连接体的位置应大致相当于天然牙的邻面接触区，并向龈方适当延伸。即应位于切端或𬌗龈径的 1/3 部位。前牙金瓷固定义齿的连接体还应稍向舌侧移，使固位体与桥体之间能磨出足够的唇外展隙，以增进美观效果。前牙连接体的大小应占据固位体切龈径的整个中 1/3，并且呈切龈向的椭圆形(图 12-1A)。后牙金瓷固定义齿连接体一般位于颊舌向的中份，𬌗龈向的中点略偏𬌗方。其𬌗龈径应为固位

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

体殆龈径的 1/2 左右(图 12-1B)。无论是前牙还是后牙的金瓷固定义齿,其连接体的设计都应既保证固位体与桥体间各方向外展隙的大小,以利美观和清洁,又避免过于单薄,造成连接体的金属挠曲而使瓷层碎裂或剥脱。因此在不影响美观效果和侵及龈外展隙的前提下,尽可能地增大连接体的殆(切)龈径,这样可有效地增强连接体,又不致显得臃肿。

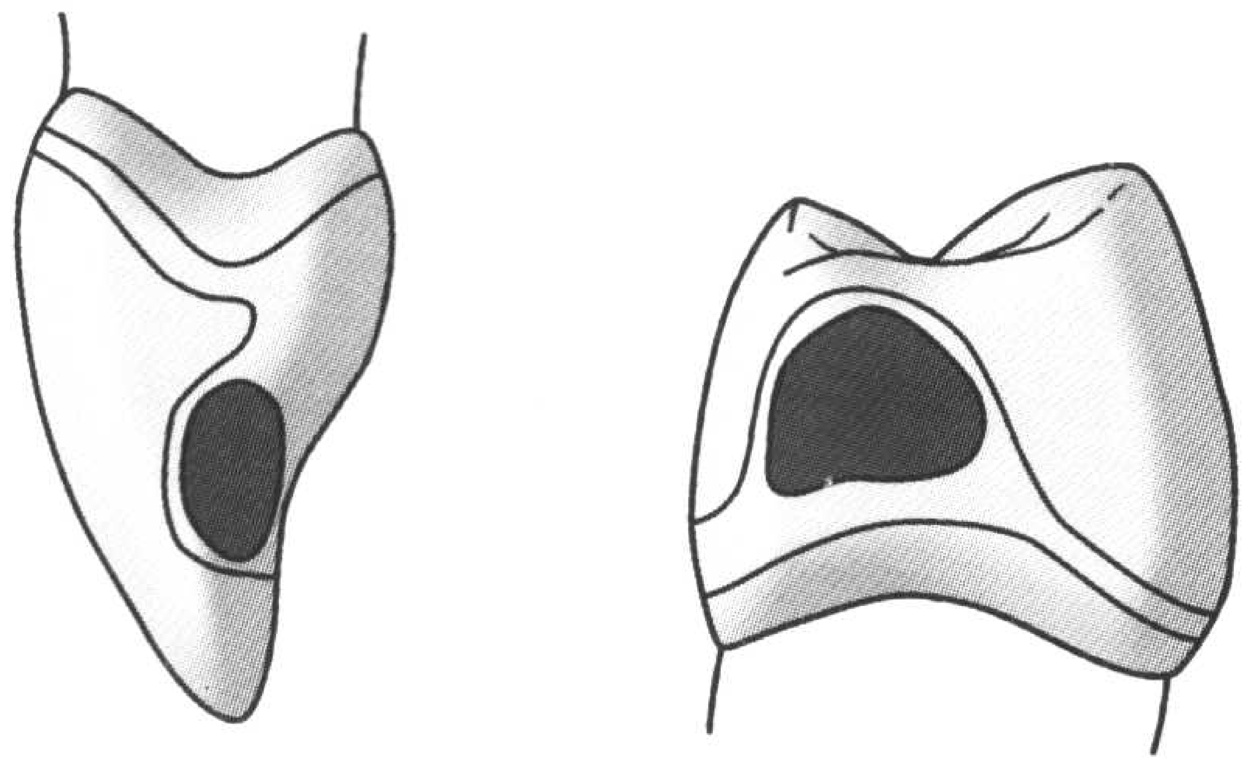


图 12-1 连接体设计

A. 前牙;B. 后牙

(四)桥体

1. 桥体的类型 根据桥体所使用的材料不同可分为金属桥体和金属非金属联合桥体。

(1)金属桥体:桥体全用金属制成。其机械强度高,但不美观,只适用于不易暴露的后牙桥。

(2)金属与非金属联合桥体:桥体用金属和塑料或金属和烤瓷联合制成。此类桥体兼有金属和非金属的优点,所以临床上大部分固定桥都采用此类桥体。

2. 桥体设计中应注意的问题

(1)减轻桥体殆力的措施:适当减小桥体殆面的颊舌径;适当减小桥体殆面的牙尖斜度;增加桥体殆面的食物排溢沟;均匀分布殆力。

(2)桥体与龈面的接触有两种。一种为接触式桥体:桥体的龈面与牙槽嵴黏膜相接触,临床上较多采用,桥体龈面可以随基牙的生理动度给牙槽黏膜以生理性按摩,有利于牙龈健康,减轻牙槽嵴吸收。同时有利于美观和发音。舌侧由切(殆)向龈端逐渐聚合,尽量扩大舌外展隙,使龈面与牙槽嵴的接触面积减小,有利于食物残渣排出,保持自洁。此类桥体称为改良鞍式桥体。另一种为悬空式桥体,桥体的龈面与牙槽嵴不接触,距牙槽嵴顶约 3mm 以上的空隙,且桥体龈面呈凸圆形,利于食物流通而不积聚,自洁作用较好,故又称为卫生桥。

3. 桥体的轴面 正确恢复桥体唇(颊)、舌(腭)面的解剖形态,形成合理的邻间隙,桥体的唇(颊)侧应注意与同名牙和邻牙相协调,正确处理桥体的颈缘线。

4. 桥体的强度 设计桥体时,需尽量增加桥体的抗弯强度,其措施有:①选用机械强度较高的金属材料做桥体的金属部分;②适当增加桥体金属部分的厚度;③适当调整桥体的结构形态;适当减小殆力。

5. 齿桥体龈面和唇颊面设计原则 与铸造金属固定桥的设计原则大致相同,须达到生物学、美学、力学(强度)的原则要求。在此前提下,应注重龈面和唇颊面的美观效果。

(1)龈面的设计:金属烤瓷固定义齿的龈面多为接触式设计,根据不同的缺牙部位以及牙槽嵴的形态,桥体龈面与牙槽嵴的接触方式可有多种变化。上前牙多用盖嵴式,而上颌前磨牙、磨牙可用改良鞍式和改良盖嵴式;下切牙有时也用盖嵴式。这些设计,不但美观效果好,而且舌的感觉舒适,易清洁。下颌磨牙对美观的影响小,清洁的要求成为桥体龈面设计的主要考虑因素。因此多选用球式、改良球式或卫生桥。桥体龈面设计的另一要点是不能将金瓷结合部置于龈面,否则影响清洁。龈面应为全瓷或全金属覆盖,一般多用前者,因为瓷经磨光上釉后较光滑,易于清洁,对软组织的适应性好无刺激。如为金属龈面,应高度抛光。所有接触式的桥体龈面应对牙槽嵴黏膜形成轻微的压力(图 12-2)。

(2)唇颊面的设计:桥体的唇颊面是影响修复体美观效果的主要部位,其大小、形态、排列位置及颜色应与同名牙对称,与邻牙协调。桥体颈缘线的位置对美观效果影响很大,牙齿拔除后,由于牙槽骨的吸收,如果按正常的位置排列桥体,会使桥体显得过长。因此为使桥体颈缘线与邻牙协调,又保证正常的位置与长度,可将桥体颈部略偏向舌侧,同时加大唇面龈 1/3 至中 1/3 的突度,利用视觉的错觉而获得美观效果。缺牙间隙的大小将对桥体的设计有较大影响,缺牙间隙轻度异常

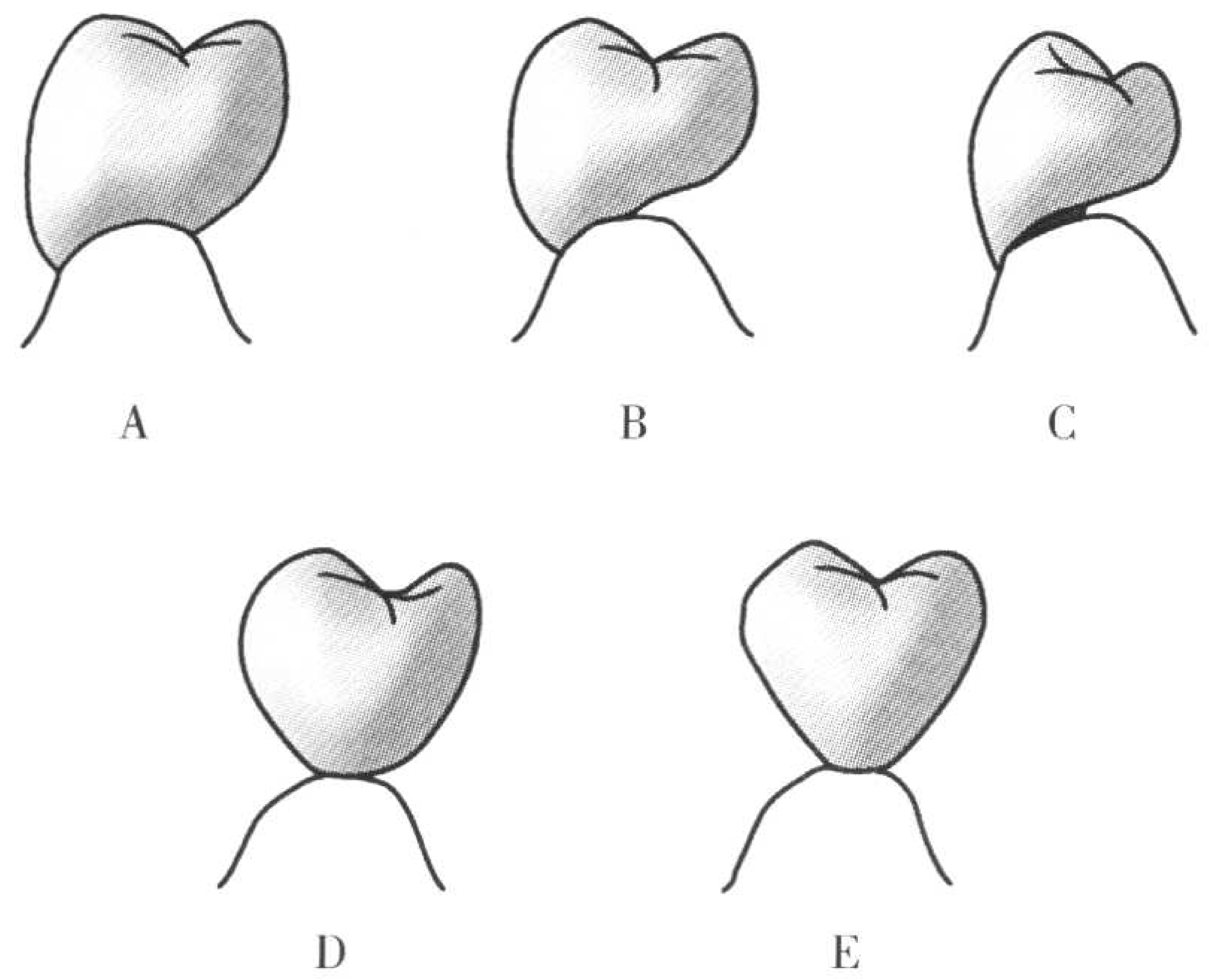


图 12-2　金属体龈面设计

A. 改良鞍式；B. 盖嵴式；C. 改良盖嵴式；D. 球式；E. 改良球式

者，可通过调节桥体唇颊面的突度及外形特征等而获得美观效果。严重异常者则应在征得患者同意后减少或增加桥体的数目。

牙拔除后，一般缺牙区牙槽嵴过度丰满者较少，而多数为由于牙槽骨的吸收而造成的形态异常，给金属烤瓷固定义齿桥体的设计带来比较大的困难，这种由于牙槽骨吸收而形成牙槽嵴形态异常可分为三种类型：

Ⅰ型：牙槽嵴高度正常，但唇（颊）舌（腭）向的牙槽骨缺失，即牙嵴变窄宽度过小。

Ⅱ型：牙槽嵴唇（颊）舌（腭）向宽度正常，但高度不足。

Ⅲ型：牙槽嵴同时兼有高度和宽度的不足。

临床上所见的牙槽嵴一般多为Ⅰ型，可将桥体龈面略向舌侧，根尖方向，或同时向舌侧及根尖方向延伸，使龈面与牙槽嵴获得接触。严重的Ⅰ型、Ⅱ型和Ⅲ型牙嵴，可在桥体的龈端用烤瓷义龈修复。牙嵴萎缩明显者可用可摘式义龈，或唇颊侧可摘翼板加以修复。必要时可通过自体骨移植或植入生物陶瓷如羟基磷灰石等外科手段恢复牙槽嵴形态后修复。

在考虑金瓷固定义齿强度原则时，应注意两个问题：①当缺牙间隙较长，不能用金合金等弹性较大的贵金属合金制作桥体的支架，而应用较坚硬的非贵金属合金；②桥体的金属支架应形成缺失牙的基本形态，特别是前牙的切端，由于金属支架设计不当，桥体切端的瓷层无金属支持，较易折裂。一般要求瓷层的最大厚度不能超过 2mm。

（五）增强金瓷桥的金属支架设计

增强金瓷桥的金属支架设计简称为增强烤瓷系统（reinforced porcelain system，RPS），是通过改变金瓷修复体金属支架的设计及金属和烤瓷的相互作用从而达到增强修复体的目的。

1. RPS 增强瓷层的原理

（1）阻断金瓷界面的裂纹：在选择金属与烤瓷材料时，一般使金属的热膨胀系数略大于烤瓷，这样在修复体烧结后的冷却过程中，由于两种材料收缩率的不同，在金瓷界面产生由瓷层向金属的压缩应力，这种压缩应力不但有利于金瓷的结合，而且使修复体对抗与金瓷界面垂直向外力的能力大为提高，但如果外力的方向与金瓷界面平行，这种压缩力使处于压缩状态的瓷层和处于张力状态的金属层易于分离，产生瓷层剥脱。在临床上，由于后牙金瓷冠或桥体的轴壁及前牙的唇面所受𬌗力的外力方向与金瓷界面平行，故经常可见这些部位的瓷层剥脱。如果在金属底层冠的𬌗面（切缘）或紧靠𬌗面（切缘）处形成一金属带或棚状结构，将有效地阻断金瓷界面起始于撞击区的裂纹。金属带的厚度一般为 0.2～0.5mm。棚架结构是指金属内冠在𬌗轴线角处延伸至与对颌牙尖相对应的位置。

（2）将咬合剪切应力转化为压应力：当𬌗力作用于远离金属底层的瓷表面时，将在瓷层内产生剪切应力，而烤瓷对剪切应力较敏感，但能耐受较大的压应力。因此如果将𬌗力产生的剪切应力转化为压应力，将使金瓷修复体得到增强。实现这一应力转化的方法是在无支持的瓷层下设置一与预计的𬌗力方向垂直的金属结构，即在美观要求允许的情况下，在距受压瓷层表面的龈方 1mm 处设置金属棚架结构。

（3）阻止𬌗力撞击产生的震动传向瓷层：快速咬合时金瓷修复体常受到对颌牙的撞击，并在金瓷界面产生震动，致使瓷层内出现裂纹。研究表明，由撞击所致的瓷层裂纹终止于瓷表面者比终止于金属界面者更易使瓷层折裂。如果在距受撞击的瓷表面 1mm 处设置有足够宽度的金属棚架，可有效地阻止由于撞击产生的震动由金瓷界面向瓷层传播。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(4)将瓷层烧附在金属支架的凹面内：在金瓷修复体烧结后的冷却过程中，由于金属的收缩较瓷层大，可产生金属向瓷层的压缩作用，而将瓷层压入金属的凹面内。据研究表明，将烤瓷烧结于凹形和凸出的金属表面，凹形的抗冲击强度明显大于凸形。金属表面的多个凹形结构可显著增强金瓷修复体。如果将金属支架设计为多个金属杆相连的网状结构则类似于多个金属凹面，瓷层嵌入后有明显的增强作用。

(5)将金瓷界面由平面转变为凹形：由于裂纹在平的金瓷界面或与之平行的表面及凸面的切线方向发展较快，而且瓷层的碎裂方向多是呈直线形的，因此金属基底的凹面结构尚可通过另一方式增强瓷层，即凹面阻止了裂纹在金瓷界面或与之平行的裂纹的扩展。

(6)金属网状结构增强瓷层：如果烤瓷嵌入并包裹由相互连接的金属杠形成的网状结构，则类似于钢筋混凝土结构，可起增强作用，并且这种网状结构表面的瓷层比实心的金属表面瓷层更为坚固。

(7)金属对瓷层的热预应力(thermal prestressing)：当金属的收缩大于瓷层时，金属网状结构对瓷层的增强作用将更为明显。当修复体冷却时，金属的收缩量大，形成了对网状结构内及其周围瓷层残余应力、外力作用于瓷表面，必须先克服这一残余应力才能使之碎裂。因此，这种热预应力具有增强瓷层的作用。

(8)消除过多的金属，控制界面应力：当瓷层附着于实心的金属表面时，由于两种材料向各自的中心收缩，而且其方向是相反的，因此易在两种材料之间产生裂纹，且两种材料的厚度越大，产生裂纹的可能性也越大。所以经常可以见到后牙金瓷桥体的龈面及前牙的切端产生裂纹。如果是一金属拱形结构被瓷层充填并包裹，冷却收缩时相互压缩，裂纹则不易产生。但必须注意拱形结构应延伸至烤瓷的收缩中心之外。

(9)金瓷的导热性及冷却速度对金瓷修复体张应力、压应力体系的影响：由于金属的导热性好。冷却速度快，在冷却过程中如果有金属暴露，烤瓷的转化温度引起金属的有效收缩将小于瓷层，这样将对瓷层产生不利于金瓷结合的张应力。当金属被瓷层包埋时，冷却速度减慢，收缩充分，将对瓷层产生压应力，由于烤瓷的导热性差，表层瓷冷却快而有效收缩量小，内部瓷冷却慢有效收缩量大，这样内部瓷将对表层瓷产生压缩应力。因此，金属网状结构的桥体具有较大的强度。

(10)消除实心金属支架的铸造缩孔：实心金属的体积大，铸造缩孔产生的概率也大，采用金属网状结构可有效减少金属内气孔的产生。

2. RPS的金瓷修复体的设计

(1)后牙冠(固位体)RPS金属支架的设计：后牙冠RPS的金属支架是由一厚度均匀的底层冠和圆形的棚架或金属带组成。四周相连的棚架在𬌗轴线角处向外延伸，并在预计瓷层较厚的部位如牙尖的中心处增宽。棚架或金属带应在美观效果允许的条件下尽量向瓷层表面延伸，应位于牙尖中心龈面并形成上下两个凹面，以支持整个𬌗面的瓷层。当需支持大块瓷体如关闭过大的邻间隙时，应将其形成拱形。当预计的𬌗力较大时，更应注意使棚架与预计的𬌗力方向垂直。RPS设计可除去舌侧的金属颈圈，在瓷层厚度＜0.7mm时，棚架可改为金属带甚至不用金属带。

(2)前牙冠(固位体)RPS金属支架的设计：前牙冠的金属支架包括底层冠，围绕四周的棚架应形成船形以支持整个切端的瓷层，并且其位置应尽可能靠近切端，如瓷层较薄，棚架可改为金属带或略向龈端移动。在上前牙的舌侧及下前牙的唇侧，应将棚架设置于距𬌗接触点1mm的龈方。切嵴可抵抗水平方向的外力，并延伸至距切端瓷表面1.2mm处。如果切嵴的高度超过2mm，应在其中间开孔，形成拱形结构。

(3)后牙桥体RPS金属支架的设计：桥体金属支架的设计充分运用了RPS原理，后牙桥体的𬌗面是由圆圈形的棚架组成的，其龈端为近远中、颊舌侧4个在龈端相连的金属杆形成类似于锥形的网状结构。其中近远中两杆较粗，与邻接的桥体或固位体相连。蜡型通常是成品的，使用时只要选适当大小的桥体蜡型与固位体蜡型相连即可。这一结构可用于多个桥体或缺牙间隙较长的病例。如缺牙区牙槽嵴吸收明显，也可在其龈端附加拱形结构，必要时可将蜡型在热水中烫软后指压调整其形态。但在铸件打磨时不能将支架磨薄，应用喷砂法加工。因为桥体蜡型在邻接处最厚，故应将铸道安插于此。

（4）前牙桥体 RPS 金属支架的设计：前牙桥体的金属支架由近远两个主要的杆、切端的拱形及龈端的相互连接部外加唇舌侧各一杆组成。近远中杆在唇舌侧延伸并相连而成船形，支持整个切端的瓷层。这一结构可使金瓷固定桥桥体承受各方向𬌗力，甚至意外的撞击而不损坏。

二、金瓷固定义齿的临床设计

金瓷固定义齿的临床设计步骤与铸造金属固定义齿基本相同，但亦有其侧重点，具体步骤包括：

1. *口腔一般状况的评估及术前准备* 包括全面的口腔检查、卫生状况、牙体牙髓及牙周病的治疗等。

2. *预计修复预后* 制取研究模，研究排牙或制作过渡性修复体，以充分估计修复的预后，使医师、技师及患者对修复结果有充分认识，并通过各方面的反馈意见，提高修复质量。

3. *模型设计* 在研究模型上确定基牙及基牙数目、确定固定义齿就位道及固位体类型，提出临床治疗中可能出现的问题。

4. *选择基牙，固位体设计* 选择基牙和确定基牙数目传统的理论依据是 Ante 创立的牙周膜面积理论，即基牙的牙周膜面积总和应等于或大于缺失牙的牙周膜面积总和。但近年来经大量的临床研究表明，这一设计原则有较大的局限性，许多固定义齿即使其牙周支持面积只有 Ante 原则所要求的 1/4 或更少，并且有的基牙患有牙周病但经过治疗已得到控制，如果固定义齿各部分的𬌗力均匀分布，将在口腔内使用数十年，最后尚能保持基牙的牙槽骨不再吸收。多数学者认为，Ante 原理的局限性在于忽略了颌面神经肌肉的反馈控制机制，一方面固定义齿承受的𬌗力来自咀嚼肌群的收缩，是在神经的支配下收缩并作用于颌骨而产生的；另一方面基牙的牙周膜中存在大量的本体感受器，当𬌗力超过其生理耐受范围，即已超出基牙的牙周储备能力时，感受器将产生痛觉并传入中枢神经系统，经中枢神经的调节发出指令到咀嚼肌，采取适应性反应，减少肌的张力，𬌗力随之减小而达到新的平衡。

由于基牙必须承担额外的负担，因此应尽可能选用具备健康牙周组织的基牙。有牙槽骨吸收者应增加基牙数目。如设计为单端金瓷固定义齿，除非缺牙间隙很小，一般至少需要 2 个基牙。基牙的 X 线片是必须准备的资料。在选择基牙时，常会遇到以下一些问题。如下颌 3 个切牙缺失，而另一个切牙伴有牙槽骨吸收，两侧尖牙稳固，这一切牙是作为辅助基牙还是拔除？多数学者认为，如果牙槽骨吸收超过 1/2 则应拔除，如果吸收在 1/2 以内可先行牙周治疗后作辅助基牙。有些学者认为死髓牙或经桩冠修复的牙作为固定义齿基牙时，折裂的可能性很大。但更多的学者则认为这种折裂的可能性并不会因为作为固定义齿基牙而增大，特别是作为多单位长桥的基牙时，由于𬌗力的重新分配反而会减小折裂的危险性。基牙牙冠的外形、位置等因素决定了采用何种固位体，牙冠短小，𬌗力小又不影响美观效果时，多设计为铸造金属全冠作固位体，而上颌第一磨牙、前磨牙及上下前牙作基牙时，出于美观的需要，多设计为金瓷全冠作固位体。在不影响美观及固位的前提下，固位体的龈缘应设置于龈上，而影响美观效果的部位则应置于龈下。牙龈退缩明显，牙根暴露多者均应设计为龈上边缘，待修复体粘结后用可摘式义龈修复。出于保护牙体组织的目的，也可设计部分冠固位体或粘结金瓷桥（金属翼板作固位体）。

5. *连接体的设计* 根据对缺牙区牙槽嵴的评估，设计桥体连接体。

6. *咬合的设计* 无论是前牙还是后牙金属烤瓷固定义齿都存在咬合设计的问题。一般前牙在考虑美观因素的前提下根据基牙位置决定上下前牙的关系。而修复后牙时，桥体固位体的𬌗面形态及𬌗关系必须与对颌牙及其他余留牙相协调。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第三节　金瓷固定义齿的力学分析

一、牙齿结构的力学

（一）牙齿结构的力学分析

牙齿是空心厚壁管形，其冠部粗大，主要是由牙本质构成的，此种结构形式既有良好的强度和刚度，又有良好的稳定性和吸收能量的能力。在工程上一简单梁承受弯曲载荷时，其弯曲刚度与梁截面惯性矩成正比。若仅以刚度和强度要求为目标函数，从最小质量分析，则薄壁管形最为合理。但牙齿截面都为厚壁管形，取这种结构形成的原因之一是因为牙为竖立，受力时要求良好的稳定性。按照圆柱空心筒壳弹性稳定条件，承受轴向压缩时，壳壁失稳的临界应力 σ_{cr} 和壁厚 t 与半径 d 之比成比例：

$$\sigma_{cr}=kEt/d, K=[3(1-v)]^{\frac{1}{2}}$$

式中 E 为材料弹性模量，k 是与材料泊松比 ν 有关的常数，比值 t/d 越大，丧失稳定的临界应为 σ_{cr} 越大，或者说可承受的轴向压力越大，越不容易丧失稳定，这是牙齿取得壁圆筒形式的原因之一。

另外，牙齿髓腔中有牙髓，若将牙髓的质量也计入牙齿的总质量中，则由最小质量分析，牙齿也应采取这种结构形式。牙釉质的密度为 2 900kg/m^3，牙本质的密度为2 100kg/m^3，牙髓的密度为 930kg/m^3，这种密度递减式结构，更易抵抗、缓冲、吸收和传导冲击力，其中牙髓虽然对牙齿的强度和刚度无影响，但对牙齿总质量的贡献巨大。计入牙髓后，一定的管壁厚度即可获得较高的弹性稳定。而失去牙髓后，其相同的弹性稳定则要求的管壁厚得多，这也是牙齿根管治疗后，要求加根管桩来求得与活髓牙相同的强度、刚度和稳定性的原因。

（二）牙齿的自然断裂

临床上常见牙齿的自然断裂是由大静载荷或大冲击载荷引起的。低载荷也可引起本身存在疲劳裂纹的牙齿自然断裂。重复的咀嚼负荷和冷热食物的循环温度刺激是引起牙齿疲劳破坏的原因。牙齿的自然断裂与实验室控制断裂既有相似之处又有不同的地方。

牙釉质的自然断裂主要是平行断裂，断裂的途径总是平行于釉柱的基本方向。垂直断裂仅局限于近釉牙本质界的区域，在这个区域，釉柱弯曲、扭绞形成绞釉，阻止平行于釉柱的表面裂纹扩展穿过釉质，可增加釉质对咀嚼的抵抗力而不易被劈裂，起到保护作用。了解釉质的断裂特性在临床上有重要意义。

牙本质的自然断裂多为垂直断裂。Andreasen 曾对 33 个切牙做冲击破坏试验，从牙整体而言，牙本质断裂并不受组织结构方向的影响。牙本质的自然断裂方式受多种因素的影响，如冲击体的能量形状、冲击方向、牙支持组织的性质、牙齿几何形状的限制、牙的显微结构等。在控制断裂时，牙本质表现为各向异性，但用自然断裂的方式则无法说明其性质的方向性。

（三）牙齿断裂功和断裂韧性

断裂功指在控制断裂条件下物体试件断裂形成一个新的单位表面所需要的功。断裂功法是测定在裂纹扩展期间所消耗的功的一种方法，常采用的是三点弯曲法。试件在恒变形率试验机上加载至断裂，然后计算断裂功，相当于 Griffith 理论中的裂纹表面能。牙釉质、牙本质试件根据解剖方法分为两种：①试件长轴平行于釉柱或牙本质小管，试验时形成垂直断裂；②试件长轴垂直于釉柱或牙本质小管，试验时形成平行断裂。两种试件的断裂功值有明显差别，表明牙釉质和牙本质都是具有各向异性断裂性质的脆性材料。牙釉质各向异性更为明显，平行釉柱方向加载易于断裂。牙本质各向异性较弱，垂直于牙本质小管方向加载易于断裂。两种断裂方式的断裂功值不同，可能是由于牙釉柱和牙本质小管结构及其周围组织不同所致。Rasmussen 等还研究了釉牙本质界的断裂，人为造成其断裂十分困难，断裂多发生在邻近的牙本质内，断裂面基本平行于釉牙本质界，约垂直于牙本质小管，属于牙本质垂直断裂，且明显高于其他部位的牙本质垂直裂。断裂面越靠近釉牙本质界、其断裂功值越高，可能在釉牙本质界达到顶点。牙体组织的断裂功见表 12-1。

断裂韧性（rupture toughness）是断裂力学最重要的参数之一。K_{IC} 和 G_{IC} 都在断裂力学中代表

表 12-1 牙体组织的断裂功 Wf 值(Jm^{-2})

材 料	平行断裂	垂直断裂
牙釉质	13～15	90～200
牙本质	410～550	247～270
釉牙本质界	/	/
2mm 牙本质处		336

断裂韧性。前者是断裂力学中采用应力场分析法时代表断裂韧性，表征材料抵抗裂纹扩展的能力。后者是在用 Griffith 能量分析法时表征材料的断裂韧性，二者完全对应和等价。

由于受牙齿体积小的限制，不能制备标准的试件尺寸，故其断裂韧性的测试常用非标准试件进行实验，用有关的 K_{IC} 和 G_{IC} 公式进行计算，或者用显微压痕法。Mowafy 用牙本质的紧凑拉伸试件测定了牙本质的 K_{IC} 和 G_{IC} 公式进行计算，或者用显微压痕法。Mowafy 用牙本质的紧凑拉伸试件测定了牙本质的 K_{IC} 和 G_{IC}（表 12-2），牙本质裂纹平行于牙本质小管方向。

表 12-2 牙体组织及口腔材料 K_{IC}

材 料	K_{IC} ($MN \cdot m^{-1.5}$)
牙釉质	0.7～1.27
牙本质	3.08
汞合金	1.26～1.98
复合树脂	1.24～1.40

Nassan 等用显微压痕法测定了牙釉质的断裂韧性 K_{IC}。显微压痕法是确定小批量脆性试件断裂韧性的有效而简便的方法。Nassan 用 Vicker 金刚压头在牙颈部、中部、切端加以 300g 和 500g 的负荷，然后测量压痕，计算出 K_{IC} 值。在其结果中不同牙的牙釉质、相同牙的不同区域牙釉质的 K_{IC} 值存在一定变化，可能是由于牙釉质的钙化程度不同和超微结构韧性机制的影响。

Rasmussen 等比较了牙釉质和牙本质的断裂韧性，尺寸和裂纹相同，根据 Griffith 公式：

$$\sigma = \sqrt{\frac{EW_f}{c}}$$

推算出两种材料的临界断裂应力 σ，牙本质的临界断裂应力比牙釉质大 1.4～4 倍。

（四）牙体组织脆性断裂的原因

对于仅由于外力作用而产生裂纹尖端原子分离的断裂形式，在裂纹生长过程中，欲使裂纹扩展必须满足两个必要条件：①作为热力学的必要条件，随着裂纹长度的增加，系统的自由能必须下降；②裂纹尖端的局部应力必须超过原子结合力。裂纹扩展所需要的应力即断裂强度，应相当于上述两个条件之一所决定的临界应力中的较大值。断裂由哪种因素决定，要由实验结果来验证，以及每个条件固有的现象是否再现来验证。

为什么牙体组织呈脆性断裂？弹性模量大表面能小而原子间距大的材料呈断裂状态的破坏。金属材料为金属键，陶瓷类材料包括牙体组织则大部分是正负离子相互吸引的离子键，或者是具有方向性的共价键。牙体组织弹性模量大，又由于键的方向性强而密度小，则表面能也小，结果造成脆性断裂。这种差别不仅是原子间键的差别，而且由于键的方向性造成晶体结构极为复杂。还由于原子不是紧密排列，有着许多空隙，就难以引起错位的移动。表现出其力学性质与金属明显不同，断裂形式呈脆性断裂。

（五）牙齿受力分析

牙齿承受殆力后，在组织结构中产生压缩应力。其体积、面积越大，应力越小；体积、面积越小、应力越大。咀嚼引起的是瞬时性的作用力，如为动态的冲击力，牙齿易受到损伤；如为静态的或是准静态缓慢而来的殆力，则牙齿不易受到损伤。正常情况下，咀嚼时咬合的能量，会被牙齿和食物吸收。牙齿特殊外形和内在结构能吸收这种能量，牙釉质弹性力模数较小、弹性模量大，能够承受巨大的冲击力；而牙本质的弹性力模数大于牙釉质，则能够吸收缓冲冲击力（表 12-3），类似用塑性材料衬托脆性材料，以增强脆性材料在应力

表 12-3 牙齿结构的弹性力模数

牙 齿 结 构		E (GPa)	比例强度 (MPa)	弹性力模数 (MPa)
磨 牙	牙本质	11.77	148.08	0.94
	牙釉质	46.09	223.59	0.55
前磨牙	牙本质	13.73	146.12	0.77
	牙釉质	—	—	—
尖 牙	牙本质	13.73	140.24	0.71
	牙釉质	48.05	194.17	0.40
切 牙	牙本质	12.75	124.54	0.60
	牙釉质	—	—	—

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

作用下的挠曲性是结构工程的主要原则。牙体牙髓治疗过程中要求所用的充填材料的压缩性质与牙齿相似，有助于维持牙齿的强度。

二、固定义齿的力学性能

(一)固定义齿的力学性能

固定义齿的力学性能是极其重要的，因为固定义齿的机械强度是临床应用的前提条件，是其临床修复效果能否满足功能需要的基础，而其他性能的要求是在此基础上提出来的。所以在进行固定义齿修复的时候，要首先考虑到牙体组织的力学性质、修复材料的力学性能及牙制备体的力学性质、修复体-牙制备联合体的力学性质，以不降低力学性质为基本标准，提高生物强度为目的，引入力学评价指标进行生物力学设计。

(二)具备良好的力学生物相容性

修复体的根本目的是永久恢复缺损牙体的解剖形态和生理功能。修复体进入口腔生理环境以后，就与牙体融为一体，行使牙体的解剖生理功能，具备了部分的生物学特性，受到机体生理环境、代谢诸因素的影响。有生命的组织与无生命的工程材料在结构、环境、功能等方面有根本的区别。修复体要适应牙体的环境，在受力状态下适应不同层次，不同水平结构的生命变化，适应宏观、微观以及超微观的力学效应、物理效应、生理效应以及相关的耦联效应，必须具备良好的生物相容性。

(三)修复材料以物性为基础

见图 12-3。

(四)达到口颌各种力量的平衡协调

固定义齿修复后的牙列应达到固位力、抗力、𬌗力的平衡协调，牙周支持力、固位力、抗力、𬌗力的平衡协调。

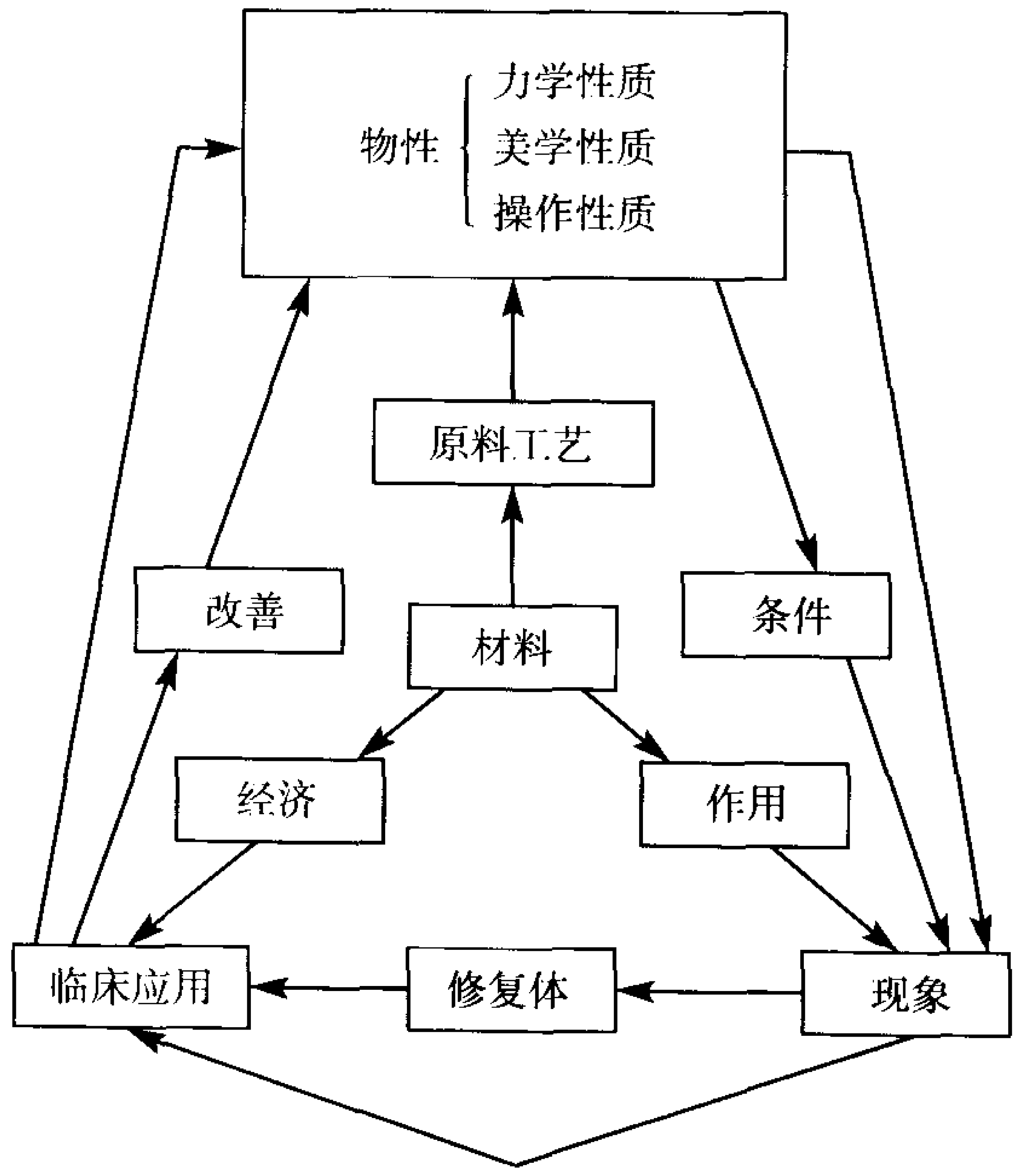


图 12-3 物性为基础

第四节 金瓷固定义齿的制作

金瓷固定义齿的制作需要临床医师和技术人员的紧密协作。临床医师的工作是科学的生物力学设计，并获得一个符合要求的清晰的工作模型，这是金瓷修复成功的基础。技术人员必须按照医师的设计方案进行制作，制作的金瓷固定义齿应符合牙体解剖形态、𬌗学特点、天然牙色和患者的要求。总之，一个金瓷固定义齿修复体的完成，包括临床基牙制备、金属基底铸造、塑瓷烧结三大程序。不同厂家所生产的烤瓷材料和设备不同，在具体操作步骤上有细小的差别，但大体差异不大。其基本操作步骤如下：临床修复设计、基牙制备、取印模、模型与代型的制作、固位体、桥体蜡型的制作、蜡型包埋、焙烧和铸造、铸件喷砂和切除铸道、金属桥架调磨、临床试戴桥架和牙色的选择(比色、配色)、底冠清洗和氧化、塑瓷烧结、金瓷桥外形调整、口内试戴金瓷固定义齿调𬌗，上釉抛光和固位体组织面内喷砂、口内粘结、最后医嘱。

一、基牙制备

按照金瓷全冠牙体制备的原则和要求制备基牙，但应特别注意各基牙间应有共同就位道。若基牙牙冠大部分缺损并已经过完善的根管治疗者，则可按照金属核桩冠修复的要求制备基牙。先完成铸造金属核桩并粘固于根管内，或用螺纹桩加固，以复合树脂修复缺损后，再依照固定桥基牙制备的要求制备基牙外形。若基牙是完整无

缺，牙冠大小、形态、色泽正常的活髓牙，有时也可按 3/4 冠固位体的要求进行牙体制备。

基牙制备是整个金瓷固定义齿修复技术中非常重要的环节。正确的基牙制备是金瓷修复体成功的基础。牙体制备时，要考虑固位形和抗力形。基牙是活髓牙，制备时应注意保护牙髓组织。基牙是死髓牙，要注意牙体组织的厚度，如果磨除牙体组织过多，会导致基牙强度不足，易折断。如果基牙制备过小、过短和轴面聚合度过大，都会影响其固位形。制备基牙时，还要考虑固定桥的就位道，不能留有倒凹。为了保证金瓷固定桥的强度和颜色效果良好，金瓷固位体应有足够的厚度，所以要求牙体制备时，牙体磨除应充分，并尽量保持基牙的原有外形。制备肩台时，注意保护牙周软组织不受损伤。临床基牙制备时，要按照基牙制备的标准和原则，按合理的顺序制备基牙，并选好适当的钻，这样不仅可以达到预期的目的，而且可以节省时间，提高工作效率。

（一）牙体制备的基本要求

1. 制备体留有足够容纳修复体的间隙。
2. 制备体平滑圆钝无倒凹。
3. 各轴面基本平行聚合度适中。
4. 活髓牙应麻醉并保护牙髓。
5. 保护牙龈。
6. 用暂时固定桥保护制备体，维持修复空间，防止制备体过敏。

（二）牙体制备的基本原则

1. *消除牙体组织轴面及邻面倒凹* 使固定修复体获得良好的就位道，这样就需要磨除部分健康的牙体组织，将轴面及邻面最大周径降到修复体所设计的边缘位置。

2. *具有良好的固位形和抗力形* 固位是防止修复体沿就位道反方向或制备体长轴脱落，抗力形是指制备体能够承受咀嚼压力而不被折断、破裂。因此，牙体制备时，应尽量保存剩余牙体组织。

3. *保证修复体具有一定的强度* 能够承受咀嚼压力，就要求修复体具有一定的厚度，必须磨除相应的牙体组织，在咬合面和咬合着力的部位尤为重要。

4. *去除病变组织，做预防性扩展* 牙体缺损最常见的原因就是龋病，在龋坏牙体制备时，应去除龋坏的牙釉质和软化的牙本质直到暴露正常的牙体组织，必要时应做预防性扩展。

5. *保护牙髓* 在牙体制备时，应适度磨除牙体组织，按照各个面不同的要求进行制备，要使磨除后的牙体组织具有一定的抗力形和固位形。且勿过多磨除牙体组织，保护正常牙髓。

（三）牙体制备与固位和抗力

1. *聚合度* 在修复体制作完成后，要顺利戴入制备体，制备体的轴壁必须有一定的聚合度。理论上讲，制备体轴壁越接近平行，固位力越大，对于全冠牙体制备，轴壁的聚合度一般 3°～5°或 6°，或 10°～14°。当聚合度从 0°～15°增加时，应力仅有微小增加。但是，当聚合度为 20°时，应力集中增加明显。

2. *固位沟的设计* 固位可以通过限制就位道的几何形态，增加辅助固位形来实现。一个牙体长且有平行轴壁和固位沟的全冠制备体可以达到很好的固位。固位沟的壁要尽量和制备体的轴壁平行，才可以获得最大的辅助固位效果，当固位沟的壁和制备体的轴壁成斜角度时，不能提供必要的固位效果。

3. *殆龈距* 制备体的殆龈距离是修复体固位和抗旋转的主要基础。越长的制备体表面面积越大，因此固位力更强。大的殆龈距可以抵抗修复体一边缘以相对边缘上一点为轴旋转，较短的轴壁无法抵抗这种力，短壁的制备体应减小聚合度以增加抗旋转力，必要时可以增加辅助固位设计。

4. *龈缘制备* 良好龈缘制备可以使修复体与基牙有良好的接触，防止牙菌斑的附着，使修复体与基牙连接处形成完善的曲面。因此在牙体制备时，根据不同材料修复体的设计要求，在龈缘处做不同的设计，无肩台或有肩台、不同肩台形式，不同宽度的制备。

（四）固定义齿修复体牙体制备

固定义齿修复体是由两个或多个固位体与桥体相连形成的一个整体，因此在牙体制备中，要注意基牙之间的协调。

1. *固位力的协调* 固定义齿两端基牙的固位力应该基本相同，否则固位力差的一端固位体容易松动，固位力强的一端暂时不会松动，这样，常常会使松动一端的基牙发生继发性龋坏、牙周

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

炎等。因此，对于固位力差的一端的基牙在设计上用固位好的全冠或部分冠，在基牙制备时，尽量减小聚合度，必要时可以增加沟、窝洞、针道等固位形，平衡两端的固位力。

2. *基牙之间应该有良好的共同就位道* 固定义齿是由两个或两个以上固位体和桥体组成，因此在牙体制备时，应按照设计的共同就位道方向进行，使各个基牙的轴壁在𬌗龈向彼此平行，基牙上所设计的辅助固位形如针道、沟应与就位道方向一致，这样才能获得良好的共同就位道。

3. *基牙间隙的调整* 牙缺失后久不修复，就会使两边的基牙向缺隙侧倾斜或移位，使缺隙变小，这样修复时，桥体会比同名牙窄，若是前牙就会影响美观，因此在基牙制备时，应尽量调整邻牙的近远中面，增加缺隙宽度，恢复缺失牙正常的外形。

4. *牙体切割量*

(1)最低厚度(唇颊侧)：贱金属底层 0.3mm、不透明层 0.1～0.2mm、牙本质层 0.5～1.0mm = 0.9～1.5mm 总计。

(2)具体要求

①前牙牙体制备：切端 1.5～2.0mm，轴面 1.2mm，肩台 1.0mm，舌侧非瓷覆盖区 0.5～0.7mm。

②后牙牙体制备：𬌗面至少 2.0mm，轴面 1.2mm，肩台 1.0mm，舌侧非瓷覆盖区 0.5～0.7mm。

③轴面：各轴面有共同就位道，无倒凹，聚合度 3°～10°。

④边缘位置：一般情况前牙考虑到美观因素定在龈沟中份；后牙齐龈缘或在龈上。根据牙位、美观要求、牙体形态、固位力、年龄、牙周情况、口腔卫生等具体情况而决定。

⑤边缘形态：金瓷固位体龈边缘处的牙体制备类型涉及到修复体龈边缘的强度、封闭性和密合性，这对修复体的预后和耐久性有重要影响。修复体龈边缘处的制备类型包括：凹面型(chamfer)、肩台斜面型(shoulder bevel)、90°肩台型(shoulder)、刃状(Knife edge)(又称羽状)、135°肩台型(Shoulder)、斜面凹面型(bevel chamfer)。

考虑到金瓷材料的强度、抗折能力、遮色效果、美观等因素，金瓷固定桥固位体边缘形态设计采用肩台型、肩台斜面型或凹面型。

5. *牙体制备步骤*

(1)切端制备：在切缘与长轴成 45°方向上磨出两个深 1.5～2.0mm 标准沟(引导沟)，再将切端按沟深度磨齐。烤瓷冠完成后，其切缘瓷应为半透明状，因此切端制备需有足够的厚度。过厚的瓷难以承担较大的𬌗力，因此，根据不同的烤瓷材料提供的数据，瓷的最厚部分不宜超过 2mm。切缘制备磨除的牙体不应太多，如果需要磨除过多时，制作内冠时就应作适当的补偿，也就是增加内冠的厚度，以减少瓷的厚度，使瓷的厚度保持在 2mm。

(2)唇侧制备：在牙的唇侧，磨出 2 条深1.2～2.0mm 的引导沟，然后按引导沟深度把其余的牙体磨除。保证唇面的各个位置磨除的牙体厚度均为 1.2～2.0mm。唇面制备很重要，如果制备的牙体不足，会影响到金瓷桥的形态和颜色，其结果是金瓷桥固位体的不透明层透出和唇面突出，所以唇面制备要达到要求。

(3)邻面制备：用钻沿唇面向近远中邻面移行，分别切磨，近远中的聚合角度为 3°～5°，或近于平行，不宜过大，因聚合度过大会导致固位体固位力下降。

(4)舌侧制备：将舌侧的倒凹部分去除，磨除面为凹形，无瓷覆盖区磨除牙体厚度为 0.5mm，有瓷覆盖则为 1.5～2.0mm。舌侧边缘形态为羽状边缘，舌隆突以下形成轴面增加固位力。

(5)牙龈退缩：这一步骤主要是为保护龈缘，龈缘的损伤会影响固定桥的修复效果。方法是在制备肩台或龈下牙体时先将专用龈线置于龈沟内，在制备牙时也可使用龈挡工具。

(6)肩台及龈下牙体制备：在唇面及邻面唇 1/2 龈缘外形向下磨除深至龈下 0.5～0.7mm 的肩台，并与舌侧边缘连续。注意肩台的磨除要平整，不能留毛边。

金瓷桥固位体的牙体颈缘制备应根据固位体边缘的设计情况而有所变化。舌侧或邻面颈部如以金属为边缘者，颈缘可制备成羽状、凹槽型或直角斜面型。唇颊侧或固位体边缘为烤瓷者，应将牙体颈缘制备成直角或 135°凹面，以保证颈缘瓷的强度和美观。肩台宽度一般为 1.0mm，若制备不足，颈部瓷层太薄，出现金属色和透明度降低，或固位体边缘的强度下降；为了保证强度而增加边缘突度，致使颈部外形与牙颈部不协调，颈部形

成肿胀影响美观。若制备过多，可能会引起牙髓损害，因为颈部髓腔壁厚度一般为1.7～3.0mm。

6. 基牙整体形态调磨　基牙唇面切1/4部应内收10°～15°，以确保切端透明瓷粉有足够的厚度，而不致使透明层透出。整个基牙外形应圆缓，不应形成棱角，表面磨光、制备完成后边缘线应清晰。

二、取印模制作工作模及暂时固定义齿

(一)取印模

1. 牙龈退缩　基牙制备完成之后，为了获得清晰的印模，需要进行牙龈退缩。牙龈退缩方法有：①机械法；②化学法；③手术法；④两种方法结合。常用的方法为：牙龈缘线加缩龈剂。牙龈缘线常含有肾上腺素，可起到牙龈退缩和止血的效果。

龈缘压线时，吹干牙颈缘，隔湿，用压线专用器具将牙龈线放人龈沟，围绕牙颈缘一周，轻轻加压。6～8min后，去除牙龈缘线，压线完成。

2. 印模　常用精确的硅橡胶印模材制取印模。印模要求清晰，无气泡，肩台边缘与牙龈线分界清楚，印模不应脱模变形。印模一共采集3个，基牙印模2个，一个是用于翻制工作模型，一个是用于制作暂时固定桥。此外还有一个对颌模型。

(二)制作工作模型

灌制工作模型的材料最好用超硬石膏，超硬石膏坚硬、耐磨，其膨胀系数较稳定。不同厂家生产的超硬石膏其硬度、固化时间、膨胀系数、粉水比例不完全相同，应参照说明书使用。调和超硬石膏时，最好用真空搅拌并灌模，以消除石膏的气泡。

1. 制作工作模型

(1)将硬固的工作模型进行修整，按照牙列形态用技工手机切磨，把多余的部分去除。模型的底面可在石膏模型修整机上磨平。

(2)用打孔机在石膏模型基牙底部、近中牙列、远中牙列部分分别打3个固定钉孔。

(3)在模型底部用手机磨出固位沟或槽，防止分割模型各部分移位和旋转。

(4)把铜钉用粘结剂或502胶粘结于固位钉孔中。铜钉的作用是防止模型转动。

(5)把工作模型底面和铜钉涂布凡士林，然后安放工作模型底座。把调好的普通石膏放在橡皮座套里，再把工作模型的底面和铜钉插入石膏中。底座石膏固化后，将工作模型各部分取出，确保能自由取出和放入，然后分割模型。

2. 代型调磨修整　将代型从模型中取出，用铅笔画出牙体与牙龈分界线。用钨钢钻头把相当于牙龈的石膏磨除，留出肩台和牙体部分的石膏。注意不要磨到牙体部分的石膏，并使龈缘线圆缓，无悬突及棱角。

3. 工作模型上𬌗架　将𬌗架的保持部装满石膏，把固定的上下颌模型放置于𬌗架上，模型底部充满足量的石膏以加强固位。放置模型时要注意正中线是否准确、𬌗面是否位于水平面。待石膏固化后，打开𬌗架检查咬合情况。

(三)制作暂时固定义齿

在石膏模型的基牙上涂分离剂，用自凝树脂制作暂时固定义齿，然后用氧化锌丁香油糊剂粘于患者口内基牙上。

暂时固定桥边缘要精确，边缘过长、过短、过厚、过薄均会影响金瓷固定桥的修复效果，不能压迫基牙间的龈乳头，应给龈乳头留有空间。

若暂时桥边缘过长，压迫牙龈，使完成的金瓷冠固定桥固位体颈部边缘与牙龈之间留有间隙，暂时桥边缘过短，牙龈过度伸长，完成的金瓷桥颈部边缘会压迫牙龈。

为了使金瓷固定桥固位体的颈部边缘与暂时固定桥边缘一致，可以在完成基牙制备之后，取模，制作暂时固定桥，嘱患者戴几天后再就诊，取下暂时桥，再取印模制作工作模型，这样可保证工作模型基牙颈缘的精确性。

三、制作金属底层桥架

金属底层桥架包括固位体的底层冠(或3/4冠)和桥体桥架。其制作方法有两种：一种为整铸法，即用间接法完成固位体与桥体金属底层桥架的蜡型并连接，然后进行整体铸造。该法为目前普遍采用的方法。另一种为焊接法，系用间接法分别制作固位体和桥体蜡型，完成铸造，再行焊接形成金属桥架。其焊接方法有两种：

(1)上瓷前焊接：是在上瓷以前先将固位体与桥体金属部分焊接连成一整体，再行上瓷。

(2)上瓷后焊接：是先将固位体和桥体分别上

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

瓷烧结完成后，再行焊接。目前此种焊接法在国内较少采用。现将金属底层桥架的整体铸造法介绍如下。

（一）制作金属底层桥架蜡型

固位体通常设计为金瓷全冠，其金属底层冠的外形与一般金瓷全冠底层冠的外形相同，但其邻接区需用金属恢复，以便与桥体相连接。在工作模型上制作固位体底层冠的蜡型。桥体金属底层的外形设计与固位体底层冠的外形基本相同。桥体表面因瓷覆盖的范围不同，与金瓷全冠相同有两种形式，即部分瓷覆盖桥体和全瓷覆盖桥体。部分瓷覆盖桥体多适用于前牙桥，因其唇舌径较薄，以及𬌗龈距离较小的后牙桥。部分瓷覆盖的桥体，前牙桥体舌侧龈端的大部分和后牙桥体𬌗面、舌面以及两者邻面接触区用金属恢复，其余部分为瓷体修复。全瓷覆盖的桥体，除桥体舌侧颈环和邻面接触区为金属恢复外，其余全部为瓷覆盖。为此，桥体金属底层的蜡型应根据桥体瓷覆盖的不同形式制作。

制作桥体金属底层蜡型的要求

（1）凡被瓷覆盖的金属底层表面应留出1～1.5mm的空隙（包括唇颊面、切缘、𬌗面及部分舌面和邻面），以保证固位体和桥体表面的瓷体厚度均匀一致。

（2）桥体金属底层的龈面与牙槽嵴间留出约1mm间隙，以备熔附烤瓷。因瓷的生物相容性好，与牙槽嵴黏膜相接触不产生刺激。

（3）桥体与固位体之间的连接体应位于天然牙接触点的部位，为保证强度，也可将连接体延伸到接近切缘或𬌗面附近，连接体四周应呈平缓的曲面，不能形成锐角或狭缝，其龈端应留出长1.5～2mm足够的邻间隙位置，才有利于恢复良好的桥体外形和维持清洁。连接体还应稍靠近舌侧，尤其是前牙，以免唇面牙间间隙处瓷层过薄透露金属，影响美观。

（二）包埋、铸造和试戴金属底层桥架

固定桥金属底层桥架蜡型完成后，按常法进行包埋并铸造，形成固定桥的金属底层桥架。将金属底层桥架在口内试戴，直至完全就位。然后对其表面外形、厚度和咬合做适当调改。

四、金属桥架表面处理和塑瓷烧结

金属底层桥架制作过程与制作金瓷全冠的方法相同。由于固定桥包括了数个牙单位，在塑瓷烧结过程中，必须注意每个牙单位的天然牙的解剖形态，使其与同名牙形态相似。塑瓷时，各牙间应形成清晰的牙间楔状隙。对于全瓷覆盖的固定桥，在塑瓷过程中，应将桥架放置于𬌗架的模型上检查。以便获得正确的𬌗关系和𬌗面形态。通常需进行2～3次塑瓷烧结。每次都可以磨改、添瓷、校正外形及咬合。必要时表面可以着色，使之更接近于天然牙色。

五、临床试戴和粘结

（一）金瓷固定桥的口腔内试戴

金瓷固定桥塑瓷烧结完成后，经调磨就位于工作模型上，再修整外形，然后在患者口内试戴。

金瓷固定桥试戴时，先取下暂时固定桥，待患者漱口后，将金瓷桥戴入基牙上就位，依次检查固定桥各个部位，若须修改上瓷，应详细记录，并做相应的处理。

1. 金瓷固定桥就位　如果就位困难，应检查金瓷桥的邻面触点，固位体的组织面是否有突起焊接触点，基牙固位体边缘肩台是否有锐边。

2. 金瓷固定桥颈缘与基牙颈缘密合度　应检查金瓷固定桥是否完全就位，如果固定桥已完全就位，若固位体边缘与牙体颈缘有间隙，可采用边缘瓷技术进行修补固位体边缘缺瓷处。固位体的龈边缘达到制备体设计的边缘，长短合适，龈下边缘位于龈沟内，无压迫牙龈，固位体边缘位于肩台处，边缘与基牙连接处为连续的曲线，无明显缝隙。

3. 固位体的密合性　固位体与制备体应紧密贴合，若边缘不密合，会出现基牙的过敏、继发龋坏等。其密合性可以用印模材料在冠内衬垫检查。

4. 桥体龈底部与牙槽嵴的密合　固定桥完全就位后，桥体龈底部与牙槽嵴应贴合，与黏膜接触但不压迫，无缝隙，桥体的外形应与邻牙协调，又有良好的自洁作用。后牙可采用悬空式桥体。

5. 固定桥应无翘动　固定桥翘动或弹跳的原因是固位体组织面有小瘤，就位困难，或模型受损，印模不准确，以及可能固位体底层变形。

6. 金瓷固定桥近、远中邻接点是否合适　邻接点恢复得过紧，将使基牙产生轻度侧向力的作

用，只需少量磨除邻接点即可。邻接点恢复得过松，这样金瓷固定桥固位体与邻牙之间会产生间隙，解决的方法是在固位体的邻接点上加瓷。邻接关系用牙线检查，能勉强通过，或者不能通过，但患者无胀感为邻接关系良好，同时应注意邻接点的位置和牙间隙的形状。

7. *金瓷固定桥的颜色、形态* 应根据具体情况，结合邻牙同名牙的特点，并听取患者本人的意见，做适当的外形修整和金瓷固定桥着色。

8. *调𬌗* 嘱患者做正中咬合运动，侧方𬌗前伸咬合运动，然后调磨早接触点，直到建立平衡𬌗为止。

（二）金瓷固定桥的着色和上釉

金瓷桥经过口内试戴以后，得出金瓷桥的患者口腔内的直观印象，据此做出固定桥的修改、调整。将固定桥进行超声清洗。如果需要的话，进行桥的边缘、邻面接触区加瓷，或者进行必要的着色，最后上釉。

将金瓷固定桥的固位体内面金属进行笔式喷砂处理，使内面金属表面粗糙以利粘结剂的粘结。喷砂之后，用金刚砂片去除固位体舌侧的夹持柄，并将其金属边缘进行抛光处理，完成金瓷桥的制作。

（三）金瓷固定义齿的粘结

将金瓷固定义齿进行超声清洗处理，吹干，去除患者暂时桥，用 75% 乙醇溶液消毒基牙表面，吹干，把调好的粘结剂放入金瓷固定义齿的固位体中，然后就位粘结。粘结剂完全固化后，去除多余的粘结剂，完成金瓷固定义齿粘结。

基牙有死髓牙和活髓牙两种。活髓牙应用无刺激的粘结剂如聚羧酸粘结剂或树脂粘结剂等，必要时可在粘结前做牙髓护髓处理和脱敏处理；死髓牙应尽量使用含氟的树脂型粘结剂粘结。

六、金瓷固定义齿制作中的注意事项

（一）材料的选择

各个厂商提供的合金和瓷粉都是配套的，而各厂商的合金或瓷粉其热膨胀系数有较大的差异，使用时需根据说明书选择合适的材料。缺牙间隙较长时，用金合金等贵金属易造成桥体承受𬌗力时下沉而致瓷裂，应选用硬度较大的非贵合金如 Ni-Cr 合金，钴铬合金或其他合金。

（二）正确设计蜡型

一般贵金属厚度 0.5mm，非贵合金以 0.3mm 左右为宜。在制作蜡型时，铸造后打磨过程中磨去的厚度应计算在内，否则经打磨后，易致金属底层过薄。同时，蜡型的设计必须保证各部分瓷层均有金属支持，而瓷层的最厚处不能超过 2mm。在前牙的切缘，往往由于没有金属支持而引起瓷裂。而且遇有牙体缺损，临床尚未用充填材料充填者，应用金属恢复缺损的部分，保证瓷层的厚度一致。另外，桥体的金瓷交接部不能设于𬌗面。

（三）各项操作严格按说明书要求进行

在制作时一些微小的差异也可能导致最后的修复体失败，应严格控制包埋材料的水粉比例，焙烧时间、温度及铸造的温度等。

（四）各种合金不能混合使用

合金不能混合使用，甚至打磨的切盘、尖石等均不能混用，常由于合金被他种金属污染而致物理化学性能改变，或者由于选用不恰当的打磨工具，在修复体上釉后出现瓷层内或金瓷界面的气泡。

（五）金属支架上瓷前必须彻底清洁

洗去油污、磨料的粘结剂等，一旦清洁后应防止汗渍、油污等再污染。

（六）尽量减少烧结次数

由于多次烧烤，可引起烤瓷和合金理化性质改变，影响修复体质量。研究表明，由于反复烧烤，可致使瓷体中白榴石小体的析出量增加，瓷的热膨胀系数增大，使原本匹配的金瓷热膨胀系数失配。并且由于反复烧结，使瓷层的颜色明显变深。一般贵金属合金含有 86% 甚至更多的金，对烧结次数的影响较小。而对大多数非贵金属如 Ni-Cr 合金，由于反复烧结可使金属的成分及膨胀系数发生变化，特别是金瓷界面的物理化学反应产生界面气泡。因此，烧结次数越少越好。

（七）表面着色时，应遵循由浅到深的原则

因为由浅色加深相当容易，而由深色调改成浅色却非常困难。另外，在经上釉和未上釉的瓷层表面均可着色，但须着色较深时，应磨去釉层。

（八）焊接过程中应掌握正确的操作方法

非贵金属合金的桥体往往由于焊接后而出现瓷层剥脱现象，其主要原因是焊接过程中合金温度过高，表面过氧化，而影响金瓷结合。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

七、金瓷固定义齿制作中常见问题

(一)瓷层剥脱

制作过程中瓷层剥脱的原因有以下几点：

1. 合金表面的污染　影响金瓷结合，污染包括汗渍、油污、磨料、粘结剂等。

2. 合金表面处理不当　如氧化层过厚、过薄，或者过于粗糙等。

3. 反复烧结　引起金瓷的理化性能改变，并在金瓷界面产生残余应力。

4. 材料选择不当　各金属与瓷粉牌号混用，金瓷热膨胀系数不匹配。

5. 烧结程序有误　特别是金瓷修复体烧结后的冷却，陶瓷的粘弹性行为使金瓷界面出现残余应力，不当的冷却速度使残余应力明显增大。由于炉温不精确或烧结程序的错误，致使炉温未达到不透明瓷的烧结温度，不透明瓷烧结不全，也可引起瓷层剥脱。

(二)瓷层内大气泡

大气泡多发生于靠近金瓷界面的瓷层内，其原因包括：

1. 金属表面除气不彻底，经多次烧结和抽真空，残余气体进入瓷体。

2. 金属表面残余塑料粘结剂或其他物质，经多次烧结而气化并进入瓷体。

3. 烧结温度过高或次数过多。

4. 瓷粉调和时过多气体进入其中，或瓷粉干燥时升温过快，水蒸气形成气流，这类气泡分布较散在，较接近瓷表面。

5. 长石玻璃粉末高温熔附时产生的气体，这种气泡难以避免。

(三)修复体从炉内移出时瓷层碎裂原因

1. 陶瓷、金属材料选择不当，两者热膨胀系数不匹配。

2. 冷却速度过快或过慢，瓷的某些性质发生改变。

3. 冷却时修复体触及较冷的物体，瓷层发生热休克。

(四)修复体色泽过灰的原因

1. 不透明瓷层过薄或不完全，金属颜色透出。

2. 不透明瓷层烧结次数过多或温度过高，使其失去不透明性，透出金属颜色。

3. 制陶瓷粉时坩埚被污染，特别是坩埚混用，别种金属残留于坩埚内。

4. 银元素或非贵金属如铜等污染烤瓷炉腔。

(五)修复体显得呆板

无透明感的原因多为体瓷层过薄或不透明层过厚。

第五节　全颌金瓷固定义齿修复

全颌金瓷固定义齿修复是将上、下颌牙经过治疗后采用全颌金瓷固定义齿修复，达到重建正常咬合关系，恢复患者正常咀嚼功能或正常颌位，以及治疗关节病变的目的。

全颌固定义齿修复应认真选择适应证，因上下颌全部牙列需要恢复，全颌金瓷固定义齿的设计及工作量大，治疗修复过程长，工序复杂，要求操作技术水平高。但随着科学技术的迅速发展，人们生活水平的提高，要求做全颌金瓷固定义齿的患者越来越多。为了满足患者的要求，进入21世纪以来，我们在临床上已制作几十例全颌金瓷固定义齿修复，取得患者的充分肯定，获得满意的效果。我们也不断总结经验，进一步提高修复的理论水平和技术水平。

一、适应证和禁忌证

(一)适应证

1. 牙齿重度磨耗、𬌗面解剖形态破坏、𬌗曲线异常，咬合垂直距离降低、颌骨位置改变而严重影响咬合和咀嚼功能者。

2. 部分牙缺失、余留牙有严重磨耗、牙冠短小、患者面下部高度变低者。

3. 部分牙缺失、邻牙移位、对颌牙伸长导致𬌗紊乱，常规义齿修复方法治疗困难者。

4. 咬合或颌位异常引起牙颌功能紊乱，患有颞下颌关节病变用𬌗垫治疗已取得疗效，需以永久性修复体巩固疗效者。

5. 颌骨骨折错位愈合后咬合紊乱。

(二)禁忌证

1. 进行性的牙周病,经牙周治疗无改善者。

2. 龈病易感性高的患者。

3. 即将需要进行全口义齿修复的患者。

4. 精神病心理疾病患者,无法执行医嘱。

5. 患者不能理解和合作,不愿接受必需的口腔余留牙的处理措施,不愿磨牙者,经济能力不能负担昂贵费用者。

二、口腔检查及处理

(一)口腔检查

为了设计和制作出符合患者口腔和颞颌关节生理功能和美观舒适的全颌金瓷固定义齿,必须对患者颞颌关节及口腔情况,以及以往治疗情况进行全面的深入的了解及检查。

1. *口内检查* 余留牙松动度、缺牙数目、部位、修复体类型及现状,有无牙体缺损,残冠、残根,以及治疗情况,有无汞合金充填牙,根管治疗牙,牙齿磨损程度,有无症状等,应仔细检查并详细记录。

2. *X 线检查* 全上下牙列拍 X 线片,或照上下颌全景片。

3. *颞颌关节症状* 有无关节弹响、咬合痛、张口受限等。

4. *颌位关系* 咬合状况,曾做𬌗垫修复否,患者面下部高度是否有改变,垂直距变低否。

5. *其他* 有无夜磨牙习惯或其他不良习惯。

(二)处理

1. *口内治疗* 进行根管治疗、牙髓治疗及全口洁牙。

2. *外科治疗* 拔除残根及松动牙。

3. *关节病变* 嘱患者到关节科治疗颞下颌关节病。必要时可与关节科医师共同会诊,研究确定治疗方案。

4. *拆除不良修复体* 若患者口腔内有不良修复体或𬌗面穿孔的冠、桥等修复体,应予以拆除,再进行治疗。

5. *取上下颌全颌印模* 制作记存模型及研究模型。最好在一切处理之前取印模,以便与修复后比较。

6. *制做𬌗垫* 测量面部高度,若面部垂直距变低,在留出 2mm 的息止𬌗间隙外,可适当升高咬合,制作塑料𬌗垫,可不断调整𬌗垫高度,达到患者舒适为止。

𬌗垫使用 3 个月到 6 个月达到最适颌位后,再考虑全颌修复。这时应多次测量鼻下点至颏下点距离,多次测量值接近后记录下来,备制作全颌金瓷固定义齿时参考。

(三)医患沟通

将检查处理意见,需要治疗修复时间,以及大致医疗费告诉患者。了解患者是否愿意接受医师设计的治疗方案。患者同意并签署同意后,再开始治疗。

三、全颌金瓷固定义齿设计

(一)颌位关系的确定

颌位关系的确定是全颌金瓷固定义齿修复的关键。有些患者年轻缺牙时间短,牙齿磨损不严重,其颌位关系基本正常。但老年患者缺牙多,牙齿磨损严重,甚至牙冠 1/2 已缺损,并暴露牙髓,还伴有颞下颌关节病变,则常有颌间垂直距变低,面下却变短,颌位关系异常现象。给颌位关系的确定造成一定困难。

颌位关系是在正中𬌗位建立的上下颌垂直距离,其中包括了在正中𬌗位时的颌骨的上下垂直距离和颌骨的水平关系。

颌位关系的确定是当患者端坐,正中𬌗位时测量鼻下点至颏下点的距离,这一距离减去息止𬌗 2mm 间隙,即为患者正常的颌间垂直距离或垂直高度。若患者因牙齿严重磨损,牙多数缺失,关节病变,这时患者上下余留牙的咬合接触的垂直高度降低,则可用已测得的患者正常颌间垂直高度减去患者余留牙的咬合垂直高度,即为患者需应升高的垂直高度。

恢复和建立正常的颌位关系,恢复了正常的颌间垂直距离,建立正常𬌗关系,使关节头回到正常的位置,恢复了咀嚼肌群正常的肌力,患者可以正常地进行下颌运动,发挥正常的咀嚼功能。

因患者情况的不同,需要升高垂直高度也有差异,一般情况可升高 2～4mm,但也有可升高 6mm 者。在做全颌金瓷固定义齿之前,必须戴用塑料𬌗垫 3～6 个月,以确定需升高的高度和正中𬌗关系。在这期间还需患者定期复诊调改𬌗垫,并密切观察患者的反应,观察患者颞下颌关节症

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

状是否消失或好转。

观察至半年后，需升高的垂直高度和正中殆关系能完全确定时，才能开始进行修复。进行修复时颌间垂直距离的高度一定要使息止殆间隙不少于 2～3mm，否则将会导致修复失败。

(二)确定修复方案

根据需升高的颌间垂直高度在口内咬蜡殆，将蜡殆放在上下模型殆面，上于可调节殆架。

1. 观测殆架上模型的牙列、余留牙冠、咬合及殆间距，确定基牙数目及位置，设计双端固定桥，或复合固定桥，并注意建立殆曲线。可设计为前牙固定桥和后牙固定桥，也可根据具体情况进行设计。

2. 余留牙牙冠短，或已做根管治疗者，可做桩核，作为基牙使用，总之尽量保留牙体组织及牙根，以获得金瓷固定义齿的良好支持，使其能更好的发挥功能。

3. 前牙固定桥应在不影响美观的情况下，覆殆应小，但上下前牙应有覆盖。后牙殆面应有溢出沟，殆面颊舌径应适当减小，其宽度可为天然牙的 2/3。后牙牙尖斜度适当减小，以减小侧向外力。

4. 升高的垂直高度(若为 4mm)一般情况是上下颌平均分配(各 2mm)，若有特殊情况也可以根据实际情况适当调整。

5. 若上颌或下颌缺牙间隙过长，可采用种植体作基牙，以增加固定桥的支持及固位。

四、全颌金瓷固定义齿的制作

全颌金瓷固定义齿的制作方法步骤基本与金瓷固定义齿的制作相同，全颌金瓷固定义齿并不一定全颌是一个完整的固定桥，可以是数个固定桥共同来修复上颌或下颌的牙列缺损和牙齿的磨损及畸形牙，并恢复正常的殆关系，建立正常的上下颌骨关系和正常的生理咀嚼功能。

其制作方法是当牙体制备后，取印模，灌注超硬石膏工作模型，比色、配色，根据需升高的垂直高度，咬蜡殆，蜡殆一定要准确，咬殆后立即放置在工作模型上，并将上、下颌工作模对好殆关系，固定于殆架上。

全颌金瓷固定义齿可上、下颌同时制作，也可先制作下颌金瓷固定义齿粘结完成后，再制作上颌金瓷固定义齿。这种情况，上颌需戴用塑料殆垫，以维持面下部应有的高度。

若上下颌金瓷固定义齿同时制作，可将上下工作模型及蜡殆一并送制作中心，待金属桥架完成后在口内试戴调殆，然后再塑瓷上釉完成上、下全颌金瓷固定义齿。由于全颌固定义齿涉及牙单位多，应完成后在殆架上仔细调整正中殆及非正中殆，以及固定桥与固定桥之间的接触关系。最后在口内试戴修改粘结。

全颌金瓷固定义齿采用树脂粘结剂粘结。粘结前应做好充分准备工作，消毒修复体后依次排列，口内基牙消毒、吹干后、修复体依次就位，操作应快捷、医护应很好配合。

患者戴修复体后应定期复查，发现问题及时解决。

五、病 例 分 析

患者，男性，78 岁，本校教师，2001 年 3 月初诊。

1. 主诉　上下牙过短，缺牙，曾在关节科做下颌殆垫已用半年多，已习惯，无关节疼痛不适，但不能咬物，嚼不碎食物，要求全口牙做固定修复。

2. 检查

(1)全身情况：身体健康，神志清楚。

(2)口腔检查：$\overline{21|12}$冠折至颈部，$\underline{1|}$ 为金瓷冠修复，$\underline{6|6}$ 为中熔冠修复，$\overline{6|6}$缺失，伤口愈合，余留牙严重磨损，牙冠变短，多数牙为楔状缺损已做塑脂充填，余留牙均稳固。

(3)测定戴殆垫时患者面下部高度(鼻下点-颏下点距)：为 61.5mm。

3. 处理

(1)X 线片，全景片见 $\frac{52|126}{21|12}$ 已做根管治疗，余牙根周情况尚好。

(2)拆除口内 $\underline{6|6}$ 全冠修复体。

(3)全口牙洁治。

(4)取研究模型，咬蜡殆，根据蜡殆将上下研究模上殆架，研究修复设计方案。

4. 医患沟通　将研究确定的修复设计方案及需经费、修复效果告知患者，征求患者意见，结果患者同意设计方案，并要求上下颌修复体同时

完成。

5. 修复体制作

(1)制备 $\frac{2|12}{21|12}$ 根面及根管，制作桩核并粘结。

(2)牙体制备：将基牙按照金瓷冠制备原则制备、牙冠短、殆面只进行修整调磨。因基牙多、制备量大，制备中注意各基牙之间的就位道。上颌设计为单冠，下颌为 $\overline{3|3}$ 为连冠，$\overline{7-4|}$、$\overline{|4-7}$ 为固定义齿。

(3)咬蜡殆：以患者面下部高度 61.5mm 为准，确定蜡殆高度。

(4)比色、选色：前牙色、后牙色。

(5)取工作模型及暂时固定桥模型，将蜡殆放于工作模型上，再将其上于可调殆架上。

(6)戴暂时固定桥。

(7)将工作模型、带蜡殆的殆架、比色记录、设计卡一同交制作中心。交有经验的老技师制作，并由设计医师与技师作详细交代，提出详细制作要求。当冠底层及桥架完成后，在口内试戴，也可不试戴，根据具体情况决定。底层冠及固定桥桥架调改至合适后交制作中心上瓷。

(8)塑瓷，要求先完成下颌全颌金瓷固定义齿修复体，经调殆后，再根据下颌固定义齿制作上颌修复体，可建立良好的殆关系。

(9)上下全颌金瓷固定义齿完成后在殆架上进行正中殆，前伸殆、侧向殆的多次调殆，达到平衡殆为止。

6. 口内试戴　将上下全颌固定桥在口内就位调殆，达到平衡殆，接触点松紧度达到要求，患者感觉舒适，并可见有 2mm 的息止殆间隙时为止。

(1)上釉完成修复体。

(2)粘固：粘结修复体前应做好充分准备工作，先消毒修复体，上、下颌修复体分别粘结，采用树脂粘结剂粘结。

(3)调殆修整：粘结后再检查殆关系，这时只是小调整。

7. 定期复诊　初戴时 1 周复诊 1 次，然后在 1 个月、2 个月、6 个月时复诊，以后有不适及时复诊。

8. 修复效果　戴修复体后患者非常满意，患者已可以正常进食，咀嚼功能好，外观改变，显得年轻许多(图 12-4)。现已戴修复体 5 年多，效果良好。

由于我们进行全颌金瓷固定义齿修复的例数较少，以上内容仅供同行们参考。但笔者认为随着科学技术的发展，社会的进步，人们审美意识和生活质量的提高，要求全颌固定修复的会越来越多，所以，全颌固定义齿将成为固定修复的一个重要组成部分。



A　　　　B

图 12-4　全颌金瓷固定义齿修复前、后照片

A. 修复前；B. 修复后

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第六节 金瓷固定义齿的失败原因分析及对策

一、金瓷固定义齿的使用寿命

只要合金与烤瓷的热膨胀系数匹配，金瓷固定义齿的临床成功率比目前任何一种全瓷修复体的成功率均高。金瓷桥与冠的临床成功率相同，而金瓷冠、桥与铸造金属冠、桥的临床成功率也是接近的。一些临床研究表明金瓷固定义齿的失败率为2%～5%，7年的临床成功率为95%～97%，而临床医师对金瓷修复体使用寿命的预测也多根据其临床经验而定。通过对571名牙医的调查发现，他们预计金瓷冠、桥，金合金冠，金合金桥的平均使用寿命分别为12.7年、14.7年、13.3年。而小的银汞充填体平均使用寿命为11年，大的银汞充填体为6年，铸造冠桥为13年，临床医师的经验越丰富，其预计的使用寿命越长。另一项调查结果表明，80名牙医中有95%的人认为金瓷冠、桥5年内的失败率低于5%，尚未见任何报道说明其失败率超过10%，目前虽然尚未见关于金属基底的厚度减小后，金瓷冠、桥失败率与使用寿命的报道，但多数学者认为无金属支持的瓷层（如前牙切端、设计不当的桥体等）其碎裂失败的可能性将明显增加，而采用RPS设计金属支架的金瓷冠、桥其临床研究结果更为乐观，1 450件冠在口腔内戴用5～7年仅有2件失败，表现为瓷层剥脱。450件采用RPS设计的桥体，无1例失败，而这些桥体很多是3个或4个桥体相连而成的。

二、瓷层的折裂或剥脱

瓷层折裂或剥脱是金瓷固定义齿失败最常见的原因。致使瓷层碎裂或剥脱的原因很多，包括临床、技术室(制作中心)、患者，以及材料本身的问题等。

(一)技术室的原因

1. 技术室引起瓷裂最常见的原因是金属支架设计不当，如𬌗面的金瓷交接部在𬌗接触范围内，𬌗力致使金属变形。瓷层的厚度过大而无金属支持，如前牙的桥体，由于桥体的金属支架未恢复牙体的基本形态，使在切端瓷层无金属支持。也有由于金属层过薄变形而引起瓷裂的病例。

2. 制作过程中引起的瓷层剥脱也可表现在修复体粘结后，其原因已在前面叙述。

(二)临床的原因

由于临床技术的问题引起瓷裂的原因大多是牙体制备不当，或印模不准确。在牙体制备时，由于𬌗面牙体的磨除过少或厚度不均匀，可引起瓷层折裂。修复体早接触，特别是𬌗面或切缘的侧方𬌗和前伸𬌗的早接触是临床中引起瓷裂的重要原因。另外适应证选择不当也可引起瓷裂。

(三)患者的原因

由于患者本身的因素引起瓷层碎裂的主要原因是夜磨牙和咬硬物。有磨牙症的患者，在夜磨牙时可产生几倍乃至十多倍于正常功能的𬌗力，并常可见对颌牙或修复体过度磨损，有些患者由于前牙的缺失，而形成咬铅笔、烟嘴等习惯，在戴用金瓷固定义齿后仍未得到纠正，由于咬硬物时的杠杆作用，易使切端的瓷层碎裂。

(四)材料本身的原因

主要是指陶瓷在口腔内的疲劳行为。陶瓷的疲劳问题已逐渐被人们所认识。金瓷固定义齿粘结于口腔后，其瓷层同时存在静态的应力侵蚀疲劳及动态的机械疲劳，使瓷层的强度明显下降。

(五)瓷层碎裂或剥脱的修理

金瓷固定义齿发生瓷层折裂或剥脱后，主要有两种修理方法，即直接法和间接法。①直接法是用光固化或化学固化树脂在口腔内直接修补碎裂的瓷层，具有简便效果好等优点，目前应用较广泛。②间接法是将修复体取下后，再塑瓷烧结加以修理，但由于修复体取下非常困难，此法很少应用。直接法修理金瓷固定义齿的瓷裂方法简介如下：

1. 断裂面的处理　瓷层折裂后，断裂可能是金属或陶瓷，也可能是两者都有。表面处理的第一步是彻底清洁，除去附着的软垢、牙菌斑等，其次用喷砂法或砂石进行粗化处理，其中喷砂的效果较好。粗化后再用8%～10%的氢氟酸(HF)或用1.23%的氟化磷酸(PAF)将断裂面酸蚀40～60s，并用水洗净，无油气流干燥。

2. 涂布偶联剂 为了增进树脂与金属或烤瓷的粘结作用，必须在金属或烤瓷表面涂布一层偶联剂，使其表面硅烷化。

3. 涂布粘结剂 待偶联剂干燥后即可涂布粘结剂。

4. 树脂堆塑成形，光照固化

5. 修形打磨

三、龈外展隙过大

龈外展隙过大的临床表现为患者讲话时唾液从义齿间隙漏出或有异物感，其原因是桥体与固位体之间或桥体与桥体之间龈外展隙的龈方未用瓷粉恢复，而留有过大的间隙；缺牙区牙槽嵴在取模后的过度吸收也可导致龈外展隙过大。这种病例可用光固化树脂修补过大的龈外展隙。有牙槽嵴严重吸收者，也可用可摘义龈加以修复。

四、粘结后基牙过敏

由于金瓷固定义齿制备时须磨除较多的基牙牙体组织，粘结后基牙过敏发生概率较全金属固定义齿高。临床表现为自觉基牙发酸或冷热刺激过敏，其预防措施为磨牙时完善冷却措施，尽可能保留牙本质厚度，牙体组织脱敏和选用生物相容性好的粘结剂。也有可能是固定义齿固位体边缘较短，未遮盖制备过的牙颈部组织，而产生过敏现象，应仔细检查其过敏原因。根据不同原因，采用适当措施加以解决。

（陈新民）

参 考 文 献

1 徐君伍．口腔修复学．第 4 版．北京：人民卫生出版社，2000

2 徐樱华．实用殆学．成都：四川大学出版社，1990

3 皮 昕．口腔解剖生理．第 4 版．北京：人民卫生出版社，2000

4 徐君伍．口腔修复理论与临床．北京：人民卫生出版社，1999

5 白天玺．现代口腔烤瓷铸造支架修复学．北京：人民军医出版社，2000

6 邵永新，江 山．现代口腔烤瓷修复术．北京：科学出版社，1998

7 赵云凤．口腔生物力学．北京：北京医科大学/中国协和医科大学联合出版社，1996：48，50

8 Briggs P，Bishop K. Fixed prostheses in the treatment of tooth wear [J]. Eur J prosthodont Restor Dent，1997：5(4)

9 Hemanings K W，Darbar U D，Vanghan S. Wear treated with direct composte restoration our increased vertical dimension. Results at 30 moths [J]. J Prosther Dent，2000

10 Josef D，Curd G，Reinhold R Int. Treatment Behavior and Complete-Mouth Rehabilitation Using AGC Crowns：A Case Report[J]. J Preodont Rest Dent，2001：21

11 Turp JC，Strub JR. Prosthetic rehabilitation in patient with temporomandibular disorders [J]. J Prosthed Dent，1996：76

12 Gasson M. Occlusal rehabilitation of CMD patients with PFM restorations[J]. Stomat-Lisb，1990

13 Ulusoy M，Toksavul S. Fracture reststance of five different metal framework designs for Metal-Ceramic restorations. Int J Prosthodont，2002，15：571－574

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第13章 Chapter CAD/CAM固定修复

近10余年来，由于计算机技术的快速发展，使得整个人类的工作生活发生了巨大的变化。计算机在牙科领域的应用已逐渐广泛，如计算机修复体设计和制作、计算机管理系统、病例档案管理系统等等，均大大提高了工作效率和经济效益。

口腔修复体的制作，几十年来一直是手工操作，计算机的修复体设计和制作，可取代手工操作，这是21世纪发展的必然趋势，计算机辅助设计加工制作的陶瓷修复体，具有色泽美观与天然牙相似，快速、准确、适合性好，生物相容性好，节省人力、物力等优点。CAD/CAM技术的开发应用，将给口腔修复学带来重大的变革。

计算机辅助设计（computer aided design, CAD）、计算机辅助制作（computer aided manufacturing, CAM）是光电技术、信息技术、计算机技术和数控机加工技术结合的高科技新技术。

第一节　牙科CAD/CAM系统及其修复技术的发展

一、CAD/CAM系统的发展

计算机辅助设计和制作技术最早是用于工业自动化的高科技技术，经过牙医和科技人员的长期研究，CAD/CAM系统得到迅速发展，形成商品，应用于临床。20世纪70年代主要停留在CAD/CAM理论研究，1973年法国牙医Duret首次发表了CAD/CAM在口腔应用的论文。此后研究范围逐渐扩大，研究者逐渐增多，1983年第一台用CAD/CAM技术制作修复体的样机在法国问世。1985年法国牙医学会举行国际会议期间法国牙医Dr. F. Duret与众展示了CAD/CAM修复体制作系统，并制作了一个后牙全冠修复体。

当前，世界各国已开发出10余种牙科CAD/CAM系统，现将主要系统介绍如下。

（一）Duret系统（法国系统）

该系统是由Marseilles大学牙医学院Dr. F. Duret领导的小组研制的。主要原理是用电子光学方法取得牙制备体的光学印模→数字化→输入计算机→制备体三维立体图像→设计修复体→制作修复体。该系统最后由法国Sopha Bioconcept公司开发完善，故又称Sopha, Duret系统，𬌗面设计：根据对颌牙情况，在正中𬌗位建立𬌗面尖窝关系。加工材料：陶瓷、钛。

（二）Cerec系统（瑞士系统）

Cerec系统由牙医Moermann和工程师Brandetini共同设计和研制的，1986年首次在瑞士苏黎士展出。Cerec系统是由Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics的第一个字母的组成的缩略语。该系统由三维口内摄像机、Macintoch单色显示器、键盘、轨迹球、切削车床和图像处理，加工软件等部分组成。

Cerec系统的软件、硬件不断开发和改进，现已在Cerec 2型的基础上开发出Cerec 3型，其功能更加完善，应用更方便，新操作系统的应用，使其操作和使用更易掌握。预计世界上约有2 000台以上的Cerec机应用于临床。主要加工制作陶瓷修复体。

现已由西诺德（Sirona）牙科设备有限公司推出Cerec 3型（图13-1）及CEREC 3D应用软件，

这个系统更加高度自动化。



图 13-1 Cerec 3 型

1. 重新设计了“光学印模”三维摄像头 使用者可对要修复的牙齿采集多幅图像;计算机会将多幅图像一起计算,并给出最真实的牙齿情况;还可连续采集一侧牙列的多幅图像,以便对该侧牙列上多个需要修复的牙齿进行逐个修复。

2. 简化修复体的设计过程 新的 3D 软件将原先由设计者从点到线,对修复牙的描画,改为计算机按照所摄图像,在设计者的指导下自动完成“线”的描画。简化设计过程,提高了画线的准确性和精度。

3. 改进了接触点及𬌗面的设计 新软件设计了修改接触点的功能,并设计了调整修复体𬌗面的功能。

Cerec inLab 系统:适用于牙科技工室应用。其制作方法是在工作模型上完成。当代型制作完成后,代型的复制品由激光扫描仪测定,将数据传到计算机屏幕上组成冠及 3 单位固定桥。若以 In-Ceram 氧化铝、尖晶石,以及氧化锆加工(作为预成陶瓷块),切削之后,还须用玻璃渗透及最后饰面瓷,才能完成修复体。

(三)Procera 系统(瑞典系统)

该系统由 Anderson 等设计,根据工业上火花蚀刻(spark erosion)技术配合机床加工制作纯钛冠,瑞典 Nobelpharma 公司将 CAD/CAM 技术与 Anderson 技术结合,加以开发完善,1987 年展出 Procera 命名的钛修复体制作系统,主要用于加工烤瓷和复合树脂修复体的底层,切削钛底层外面的原理类似 Celay 系统。加工修复体时间需 2h。

(四)Celay 系统

该系统由苏黎世牙医学院 Eidenbinz 设计,1988 年首次推出,1990 年商品化,由瑞士 Mikroma 公司生产。工作原理类似配钥匙。

方法是先在制备体上制作树脂修复体,采集外形数据,然后再同步将瓷块加工成修复本。

(五)DUX 系统(Titan 系统)

DUX 系统由 Schelegal、Tavor 等设计,1989 年首次在柏林展出。

由接触式传感器、计算机、数控机床组成。使用方法是将石膏代型固定于平台上,使传感器沿代型移动,收集数据,将数据输入计算机,在计算机显示器上出现制备体外形,设计粘结剂厚度、底冠厚度、边缘位置。可加工钛底层。

(六)美国系统(Rekow 系统)

该系统由美国明尼苏达大学 Dr. D. Rekow 等人设计研制,又称 Denti CAD 系统。

其原理是通过立体照像获得数据,然后数字化,再进行计算机设计和制作修复体。现这一系统已有很大改进,为获得良好的边缘适合性,设计了探针,可获得制备体边缘的准确数据,可加工底冠。材料包括钛、合金、陶瓷、复合树脂。

(七)日本系统

最早的日本系统为东京大学 Tsutsumi 领导研制的系统。

其原理是采用非接触式激光位移器,运用三角测量法,在一定角度下,计测代型表面有限个点的数据,经图像处理,产生计算机虚拟图像,并进行加工(车床切削),主要制作钛底层,尚待进一步完善。

(八)荷兰系统(Cicero 系统)

该系统由 Elephant 公司研制。

其原理是采用耐火代型粉末冶金,分层上瓷烧结和机加工,制作修复体底层。由光学传感器、图像处理软件及咬合分析软件、加工机床、烤瓷炉

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

组成。

制作方法：①将耐火代型固定于三维平台上，用摄像机扫描代型，并传入计算机中设计及制作；②在代型上涂塑糊状 Cicero 体瓷，烤结并夹持在车床上切削体瓷外表面，取下来再依次上瓷烤结，最后上釉完成。

（九）可摘义齿 CAD/CAM 系统

我国开发出可摘义齿设计及制作系统，吕培军等先后设计出全口义齿人工牙定位和实用型铸造支架式可摘局部义齿设计的专家系统。2001年吕培军等初步研究了机器人辅助全口义齿排牙系统，还需进一步完善。

（十）Precident DCS 系统（瑞士系统）（Digitizing Computer System）

该系统通过光学测量，可自动测量 8 个不同角度的制备体模型，然后数字化，加工完成修复体。可加工钛、复合树脂材料，牙钻直径 1.6mm、2.0mm、3.0mm、5.0mm。

DCS 系统最早是为钛合金冠桥研发，现已发展可制作氧化锆陶瓷修复体。加工材料为硬化烧结的氧化锆，这种材料硬度和强度高，对切削加工设备工具要求更高。加工须花费一定时间。

（十一）Digident 系统

该系统由法国吉尔巴赫公司于 1999 年推出。

由 HintEL 测量系统、Argus 软件、HintEL-CAD 模型制作软件和 Digicut 铣削中心组成。

扫描采用白光和带状条纹图形无接触投射。显示屏上以云点状显示模型的制作体图像，然后进行图像加工及修复体结构设计，再加工完成。

可用于陶瓷材料加工，如氧化锆硬化烧结前的陶瓷预制体，以及金属钛、钴铬合金及塑料等。氧化锆固定桥加工需要 90～120min 才能完成。

（十二）Cercon 系统

Cercon 系统即“泽康”系统，该系统于 2001 年初由德国德固萨公司推出。为全瓷制作系统（CAM）。

由激光扫描装置、烧结炉、二氧化锆、低温饰面瓷、计算铣切设备组成。

操作方法是用上述设计及材料由计算机加工制作修复体底层，烧结，再上饰瓷完成。制作时先扫描冠桥的蜡型，并根据所使用的每个预成瓷块的收缩率，将所得测量数据作相应放大，以便切削加工经烧结后，修复体能保持原来的体积，具有良好的精度和适合性。蜡型最小的厚度应为 0.4mm，基牙制备体聚合度为 3°～4°。

由于 CAD/CAM 系统的研制开发，需要大量资金和高科技人才，20 世纪 80 年代末，虽仍在研制 CAD/CAM 系统，但未取得突破性进展。近年来由于科学技术的迅速发展，技术条件的改善，新型陶瓷材料的研制开发，许多公司对这方面研究的兴趣增加，才陆续推出上述新的系统。

今后发展的趋势是 CAD/CAM 制作中心，可将修复体设计图及带有制备体和咬合记录的模型直接送到加工中心，完成各种修复体的制作。

二、CAD/CAM 系统加工材料的发展

CAD/CAM 系统的应用，必须有与之配套的材料，才能加工制作成修复体，因此材料的研究是十分重要的。根据文献报道，现在 CAD/CAM 系统加工用材料有陶瓷、金属和复合树脂。复合树脂用的很少，陶瓷材料应用的最多。

（一）陶瓷材料（Ceramic Materials）

1. Vita Mark Ⅱ 陶瓷（Cerec Vitablocs Mark Ⅱ） 该材料由德国 Vita 公司生产。

（1）组成：以 SiO_2，Al_2O_3 为主要成分，并加有 Na_2O，K_2O，CaO，TiO_2 等。

（2）性能：成瓷块状，表面光滑致密，颜色有 A_1C，A_2C，$A_{3.5}C$，B_3C。热膨胀系数 8.8×10^{-6}℃$^{-1}$，弹性模量 63GPa，显微硬度（KHN_{100}）520kg · mm^2，断裂韧性（K_{IC}）1.8MPa · m$^{1/2}$，双轴弯曲强度 77.7×8.3MPa，压缩强度 757MPa。

Vita Mark Ⅱ 陶瓷是制成带有各种颜色的瓷块，可制作临床上常用的各种修复体，若修复体色泽不满意可上釉着色。

2. Dicor MGC 陶瓷（美国 Corning 公司生产） 该陶瓷在美国 Corning 玻璃公司生产的 Dicor 铸造玻璃陶瓷的基础上，将其制成瓷块，作为 Cerec CAD/CAM 系统的陶瓷材料。

（1）组成：主要由 SiO_2，MgO，ZrO_2 组成，并加有 MgF_2，Al_2O_3 等氧化物。

（2）性能：热膨胀系数：6.4×10^{-6}℃$^{-1}$，弹性模量 68GPa，显微硬度（KHN_{100}）330kg · mm^2，断裂韧性（K_{IC}）1.5MPa · m$^{1/2}$，双轴弯曲强度 184.2±24.3MPa，压缩强度 828MPa。

用 Cerec CAD/CAM 系统制作修复体。

3. Dicor MGC-F 陶瓷（美国 Corning 公司生产） 由于 Vita Mar Ⅱ与 Dicor MGC 两种陶瓷虽可用于临床制作简单的修复体，但因断裂韧性低，临床应用失败率较高，限制了其临床应用。

Corning 公司研制了一种新型切削陶瓷（new machinable ceramic）具有较好的荧光性和可切削性。Dicor MGC-F 为氟云母玻璃陶瓷，其断裂韧性为 2.09±0.16MPa・$m^{1/2}$，均高于 Vita MarkⅡ 1.8MPa・$m^{1/2}$ 及 Dicor-MGC（1.5MPa・$m^{1/2}$）。

4. 氧化铝玻璃复合陶瓷（四川大学华西口腔医学院研制） 为了在国内开展牙科 CAD/CAM 技术，四川大学华西口腔医学院在铸造陶瓷材料研究的基础上于 1996 年开始研制切削陶瓷，经过 2 年多的努力探索，1998 年研制出氧化铝玻璃复合陶瓷，于 2001 年研制成功，临床应用效果好。

（1）组成：主要为 Al_2O_3，玻璃料（云母）

（2）性能：密度 3.89g/cm^3，硬度为 11.2GPa，弯曲强度 424MPa，断裂韧性 4.74MPa・$m^{1/2}$，弹性模量 283MPa，热膨胀系数 7.1×10^{-6}℃$^{-1}$。

主要用于制作修复体底层。

5. In-Ceram Al_2O_3 瓷块（Vita 公司生产） 1999 年底购进 In-Ceram 瓷块，作修复体底层。价格昂贵，但强度较高。

6. 氧化锆陶瓷 在 2001 年德国德固萨公司的 Cercon（CAM）系统推出。

操作方法：首先将氧化锆铣切成修复体底层，然后烧结，烧结后弯曲强度达 1GPa，最后饰面瓷。

（二）金属材料

CAD/CAM 系统加工的金属有钛、钛合金、贵金属（金铂、金钯、银钯等合金）。金属材料主要用于加工修复体的底层及桥架，修复体的外表面再堆塑饰面瓷或复合树脂，完成修复体的解剖外形。

三、CAD/CAM 系统修复技术的发展

随着 CAD/CAM 系统和切削陶瓷材料的发展，修复体的设计加工制作也得到很大发展。且修复体的设计和制作的高精度的体现，还与计算机软件的开发创新有密切关系。例如，Cerec 系统的软件，从 Cos 1.0、Cos 2.0、Cos 2.1 发展到 Cos 4.01B、Cos 4.31、Crown 1.0（1997）、Crown 1.14（1998）版本，以及现在的 Cerec 3D 软件。由于软件的开发，修复体的种类增多，修复体的精度明显提高。

修复体的类型不同对材料的理化性能要求也有所不同，复杂的修复体、后牙修复体、固定桥修复体则要求使用弯曲强度和断裂韧性高的材料来制作，特别是陶瓷材料，其力学性能要求更高，否则易折裂，造成修复失败。到目前为止，全瓷修复体从最初只能做嵌体、贴面、3/4 冠、发展到做全冠、前牙瓷桥、后牙瓷桥，现在已可做 6 个单位的全瓷固定桥。制作修复体的时间过去需要 1～2 周，目前加工修复体的时间最短 8min（全冠），多则几小时完成，因修复体的大小和类种不同而异。加工精度 Duret 系统为 80μm，Procera 系统为 50～80μm。修复体设计也有很大改进，Cerec 系统，Digident 系统具有计算机辅助咬合面结构设计的功能，使在口内戴修复体时，𬌗面尽量少调改，即可与对颌牙有良好接触。并根据每个患者不同情况，自动对冠修复体的近中、远中径、颊舌径的尺寸，冠的边缘及咬合面进行调整，还可以人机对话，对修复体做近远中向、颊舌向剖面观察调整，达到满意为止，因此，可设计出比较理想的修复体。

（一）CAD/CAM 修复体制作类型

1. 椅旁操作系统 如 Cerec 系统，其方法是在口内摄像，数据分析，陶瓷修复体设计及制作。使患者一次就诊就可戴上修复体，一般需 30～60min。

2. 技工室系统 即 CAD/CAM 融合于技工日常工作。医生将基牙制备体制作完成后，取印模、灌模，将完成的工作模送 CAD/CAM 技工室加工完成修复体制作。技工室口外进行模型测量及加工，如 Cerec inLab、Cercon、DCS、Digident 等。技工室系统的开发应用，不需要每家医院购置 CAD/CAM 系统，可节约大量资金，使广大的患者均可享受到 CAD/CAM 高质量的优质的修复体的服务。

（二）制备体的模拟

要制作出精致的修复体，必须获得准确的基牙制备体及牙嵴黏膜的模型。对制备体模型的采取方法如下：

1. 口内测量技术 采用内镜完成口内光线

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

测量。这种方法是用激光探头获得准确的制备体模型。例如Cerec系统。省略了在口腔内取印模的步骤。

2. 口腔外测量模型　使用扫描探头在口腔外的模型上采集数据，完成修复体制作。例如Procera系统。

3. 机械或数字化激光扫描　例如Cerec in-Lab、Cercon、Everest系统等。这种测量技术最主要的优点是高度精确，精度可达1.0μm。该设备特别适用于平整的表面。在凹面、棱角及沟槽等部位的测量易产生误差。

新型“殆线”测量方法其照射光和测量光是同轴的，解决了夹角产生阴影的问题。但当斜面过陡，点与点之间的距离过大时，则测量不够精确。可采用多角度测量解决。测量的精度取决于表面的反射和散射。因牙齿表面透明，故必须在完全干燥的条件下，涂抹反光粉或漆后才能准确地进行三维测量，白色模型适于光感测量，制备体的颈部可止于龈下或齐龈缘。边缘线应准确无误，以防止完成的修复体颈部有缺损。

（三）修复体的设计

在原来设计的基础上，根据实际应用中提出的问题，做了较大的改进。从而提高了修复体的精度和质量，节约了操作的时间。

1. 邻面触点设计　由于计算机软件的改进，在制作CAD/CAM修复体时，从殆面观测可以校正外形，从颊侧观测可评估与邻牙的接触状态。并采用颜色编码显示触点的松紧度。以红色显示接触过紧，绿色表示触点合适。Cerec 3型有上述功能。

2. 咬合面设计　CAD/CAM修复体完成后，在口腔内试戴均须调磨达到与对颌牙有较合适的接触，要求修复体的殆面不应有早接触点，但若殆面与对颌牙无接触，或接触点过少，这样均会影响修复体的功能。为了与对颌牙有良好的接触关系，也可在制备体完成后，取咬合记录。

为了使修复体的咬合面外形与对颌牙相适应，在计算机屏幕上可显示早接触和无咬合接触区，并可用颜色表示：蓝色：离对颌牙面0～1mm，绿色：离对颌牙0～50μm；黄色：超过殆面50～100μm；红色：超过殆面大于100μm。在计算机上可以将修复体殆面调整至与对颌牙有良好的接触关系。Cerec 3型可提供上述设计。

CAD/CAM系统的研究和应用在牙科领域是前沿课题，是各国研究的热点，CAD/CAM高新科技代表着口腔修复学在21世纪的发展方向，CAD/CAM的应用使口腔修复技术产生了新的革命，使修复学进入了一个新的层次。国内于20世纪90年代后期开始这方面的研究，并成立了计算机学会，定期召开交流会，互相交流信息、共同提高不断发展。预计CAD/CAM系统在21世纪还将有更大的发展，CAD/CAM这一高新技术的应用具有广阔的前景。

CAD/CAM瓷修复体的优点：

1. 由于CAD/CAM瓷修复体是用陶瓷块切削完成，其颜色和透明度均与人的牙釉质相近似，因此，瓷修复体具有良好的美学效果，修复体的色泽近似天然牙。

2. 陶瓷修复体具有良好的生物相容性，不刺激口腔软、硬组织，无毒，不易附着细菌，产生牙菌斑，能保持口腔的清洁卫生。

3. 陶瓷具有良好的化学稳定性，修复体不变色，不腐蚀。

4. 修复体可在短时间内完成，即一次就诊完成，或两次就诊完成，节约患者在椅位上的时间和复诊次数，适应21世纪人们工作生活的快节奏的需要。

5. 由计算机设计加工制作的修复体，精度和适合性较手工制作的修复体好。

6. 计算机设计制作的修复体，节省人力、物力，减少许多手工操作的繁琐程序和人的体力劳动。

CAD/CAM系统具有上述许多优点。因此，国内切削陶瓷材料的研究以及CAD/CAM修复技术的研究，将是21世纪发展的必然趋势，并为CAD/CAM高新技术的进一步开发应用创造条件。

第二节　CAD/CAM瓷嵌体修复

嵌体是嵌入牙体内部，以恢复牙体缺损的形态和功能的修复体。嵌体在牙体内的固位主要靠

粘结和摩擦力。嵌体是用各种材料在口外模型上完成的修复体。嵌体的外形是在口外模型上雕塑的，可做出殆面形态与对颌牙协调，轴面形态与邻牙协调的外形。并可在口外将嵌体外表面高度抛光，使之不易附着牙菌斑，易于清洁的光滑表面。

嵌体的种类甚多，根据嵌体制作材料的不同，可分为合金嵌体、树脂嵌体、瓷嵌体等；根据嵌体覆盖的牙面、部位不同，有单面嵌体、双面嵌体、多面嵌体。以及殆面嵌体、颊面嵌体、邻殆嵌体，邻殆邻嵌体、高嵌体等。

在临床上应用最多、效果较好、功能好的是铸造合金嵌体，但这种嵌体颜色与牙色不协调，影响美观。瓷嵌体(ceramic inlay)是用牙色陶瓷制作的，外形、色泽与天然牙相似，符合美观要求。

一、瓷嵌体的适应证和禁忌证

(一)适应证

在临床上瓷嵌体多用于以下情况：

1. 牙体缺损面积较大，一般充填材料难以获得固位者。

2. 后牙的牙尖和边缘嵴缺损有症状者。

3. 恢复后牙接触点，如邻间隙过大，食物嵌塞严重者。

4. 需要恢复殆面应有的高度者，可做高嵌体。

(二)禁忌证

1. 青少年的恒牙及儿童的乳牙，因其髓角高，制备嵌体窝洞时，易伤及牙髓。

2. 殆面缺损范围小或表浅者，不宜选作嵌体。

3. 牙体缺损范围大，残留牙体组织少，抗力及固位不良者。

二、瓷嵌体的 CAD/CAM 设计及制作

(一)瓷嵌体的优点及缺点

1. 优点

(1)瓷嵌体采用陶瓷材料制作而成，而且可根据天然牙和邻牙选择需要的较理想的颜色的瓷块加工完成瓷嵌体，故瓷嵌体颜色与天然牙协调，嵌体粘结后，看不出有何异样。汞合金充填的牙齿，则常见牙齿有黑灰色，影响美观。

(2)瓷嵌体生物安全性好，对牙髓及口腔黏膜无刺激。

(3)瓷嵌体外表面光滑，不易附着食物碎屑及牙菌斑，易于自洁。

(4)瓷嵌体的外形好，殆面与对颌牙有良好的殆关系，能恢复较好的生理功能。

(5)陶瓷制作的瓷嵌体，因其热膨胀系数小，嵌体边缘与基牙制备体洞壁密合，不易形成微漏。

(6)瓷嵌体可使患者一次就诊，即时完成，快捷而准确。

2. 缺点

(1)瓷嵌体的边缘线长，若操作不慎易出现边缘不贴合。

(2)瓷嵌体和合金嵌体均需切割较多的牙体组织。

(3)瓷嵌体有时固位欠佳，建议用粘结性强的粘结剂粘结，以增强固位力。

(二)瓷嵌体的 CAD/CAM 设计及制作

瓷嵌体临床上常用的有殆面嵌体、邻殆嵌体、邻殆邻嵌体、邻殆颊(舌)嵌体、高嵌体等。

1. 牙体制备　瓷嵌体的牙体制备基本原则与金属嵌体相似，但也具有差异，具有其特点。瓷嵌体牙体制备原则：

(1)瓷嵌体的邻面牙体均制备成箱状形，不能制备成片切形。因陶瓷与金属不同，陶瓷需要一定的厚度，才有一定的强度。

(2)瓷嵌体的殆面、轴面及龈壁洞缘，均不制备成短斜面。因陶瓷材料不可能制备出薄的边缘，薄边易折断。此外，陶瓷材料的热膨胀系数小，边缘与制备体密合，不易形成微漏。

(3)瓷嵌体窝洞的点角、线角均应制备成圆钝的。各轴壁应以圆滑曲线相连接，其目的是防止直角产生应力集中，造成瓷嵌体折裂。

(4)瓷高嵌体是覆盖着基牙牙体的殆面，要求殆面厚度应为 1.5～2.0mm，以保证瓷的强度。

(5)瓷嵌体制备体的邻面龈壁应形成肩台型，使该处瓷有足够厚度(图 13-2)。

2. 瓷嵌体的设计及加工　以下介绍 Cerec 2 型瓷嵌体的设计及加工。

(1)摄取印模

①取印模前的准备：首先清除窝洞、牙面、邻面区的牙质碎屑，血、水和唾液，否则影响图像质量。干燥印模区，喷粉，喷粉的目的是使窝洞成为

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

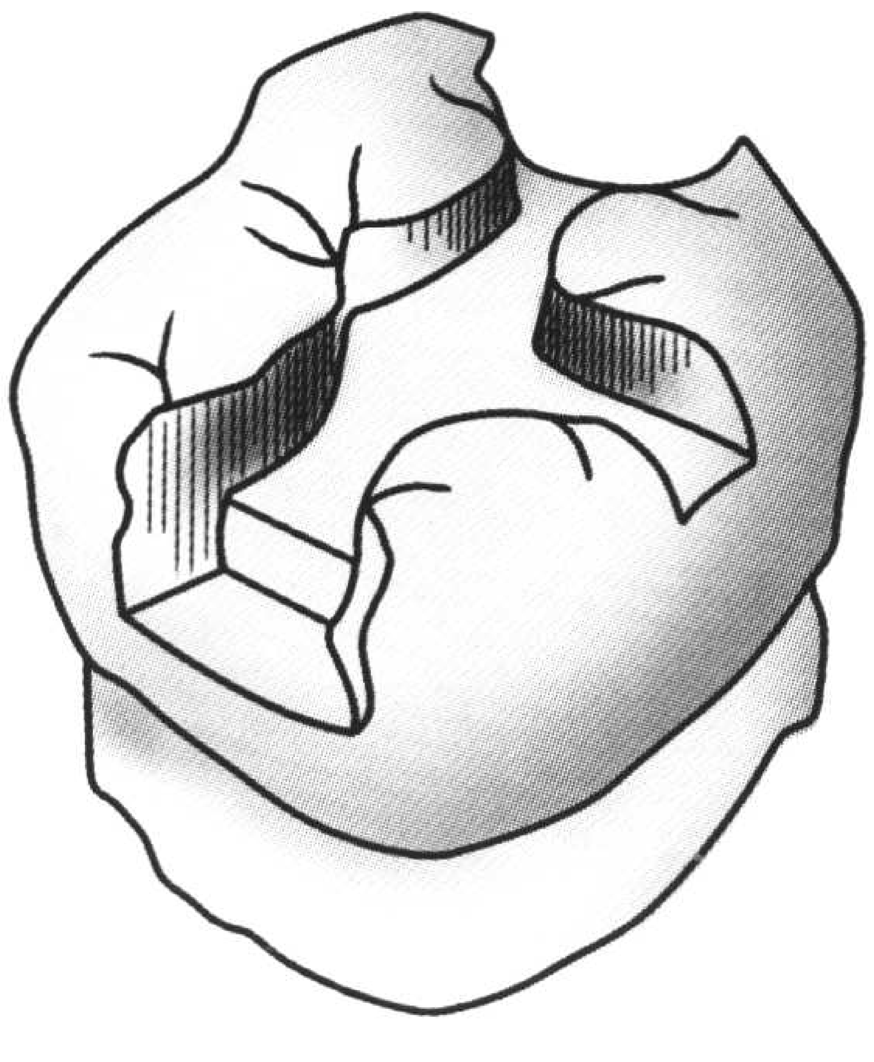


图 13-2 瓷嵌体的牙制备体

不透明、不折射的表面。患者口腔内以橡皮障隔湿，仅将制作嵌体的窝洞制备牙暴露。

②取印模：将工作摄像探头置于已制备好，并覆盖有白粉末的窝洞上方，用两手指支持或支靠在邻牙上，以稳定摄像头，并与制备牙成一定角度，使摄像机视轴与嵌体的戴入道方向一致（图13-3），操作者边操作边从监视器中观察图像质量，若图像不够满意或不清楚，可重新摄取印模，通过脚开关记录下满意的图像。制备体图像出现在荧光屏上后，操作者可用一连串的点来标出制备体的边缘。计算机自动对三维图像进行计算，将其输入 CAD 系统。

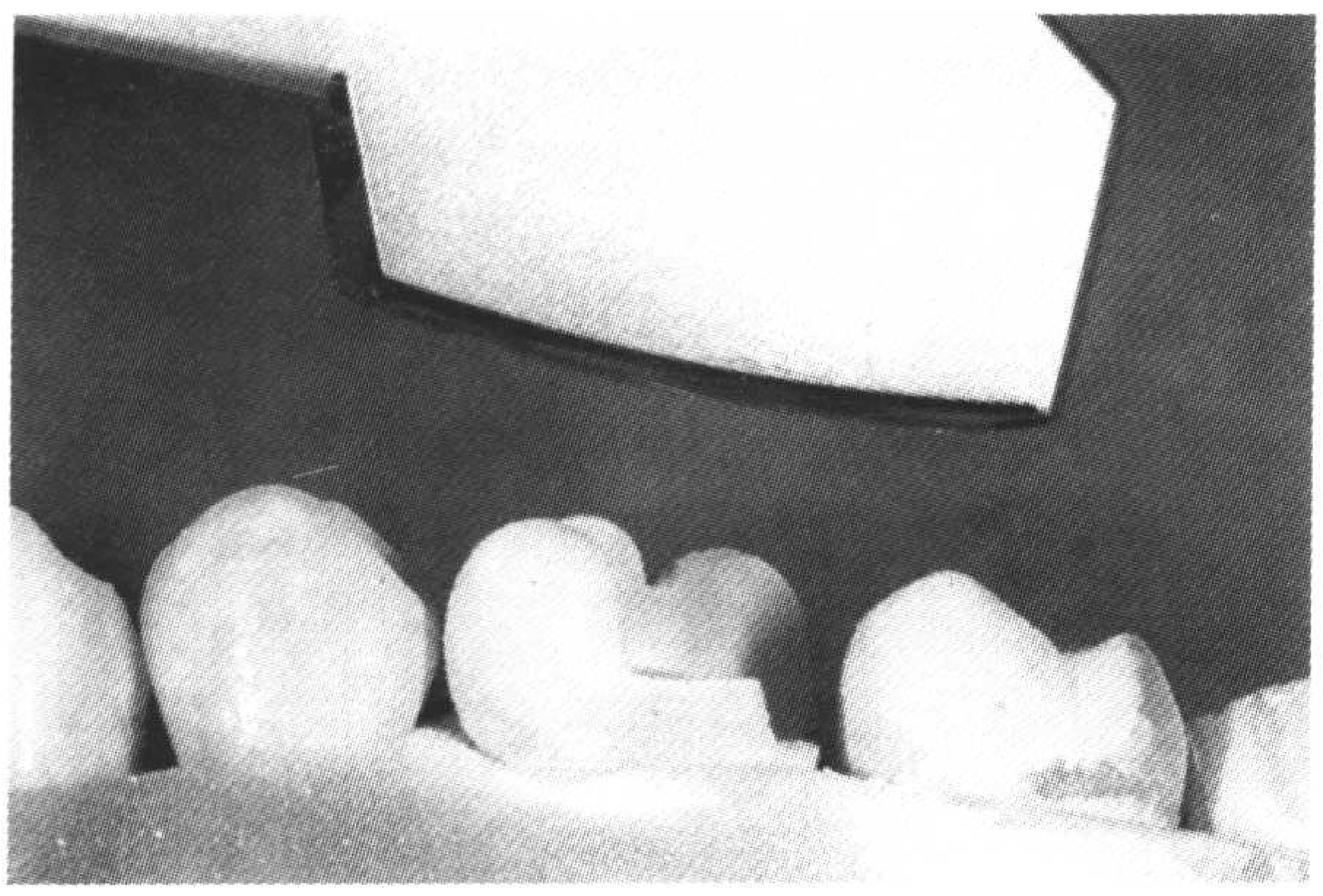


图 13-3 Cerec 2 型摄取印模

（2）瓷嵌体的设计（CAD）：逐步画出窝洞的底线、龈缘线、𬌗线、邻面接触区，最后画出𬌗面的中央沟，必要时可进行图像修整，也可作剖面观察修改，达到图像满意为止。

（3）瓷嵌体的加工（CAM）：设计完成后，根据计算机荧屏上显示的瓷块号码选择瓷块。将选好的瓷块放入加工制作室加工，磨具为切盘和钻针。嵌体自动加工完成后，自动与瓷块分离。

瓷嵌体加工完成后，将瓷嵌体放在口内制备的窝洞内试戴，可适当加以修整。完全就位后，再进行调𬌗，达到建立正中𬌗及非正中𬌗平衡。然后再抛光完成瓷嵌体。

3．粘结

（1）瓷嵌体组织面处理：组织面用 5％HF 酸蚀 60s，再涂硅烷，干燥后备粘结。

（2）制备体窝洞处理：用 35％磷酸酸蚀 30s，磷酸液主要涂于轴壁、龈壁、髓壁及牙釉本质界不能用酸处理，以防术后过敏。

（3）粘结：选用光固化复合树脂或光固化和化学固化复合树脂粘结剂粘结。

粘结时，近远中邻面应放塑料楔子，防止粘结剂进入邻间隙内，不易取出。复合树脂粘结剂光固化时，可穿透 A_1、A_2 和 B_2 色的 Vita Cerec 瓷及 Dicor-cerec 瓷 3mm 厚度。固化时间，邻面、颊（舌）面、𬌗面各 40s，磨牙嵌体面积大，固化时间应适当延长。一定要使粘结剂固化完全，特别是单纯光固化粘结剂，若固化不全，瓷嵌体与牙齿窝洞粘结不牢固，嵌体使用一段时间后，嵌体会产生自行脱落或受力后折断。

目前，多采用化学固化粘结剂及双重固化粘结剂用于瓷嵌体的粘结效果更好。

（三）瓷嵌体的适合性

适合性是评价修复体临床效果的重要指标。陈悦、赵云凤等对 Cerec 2 型机设计加工的瓷嵌体的适合性进行实验研究。结果显示，𬌗面粘结剂厚度为 80μm，边缘浮升量为 39±16μm。与 Shcug 等研究结果相同。达到临床公认粘结剂厚度 120μm 要求。

要提高瓷嵌体的适合性，关键是获得高质量的光学印模和提高对光学形状的数据处理能力。由于制备体与其周围组织表面是由无数个点组成的，而无数的点是用有限点来表示的，因此是通过对有限点的坐标描述代表整个印模。点的面积、大小、多少均对印模准确性有影响，而印模是影响 CAD/CAM 修复体精度和适合性的关键。完整、清晰、正

确的光学印模是获得全部数据信息、形成准确的三维立体图像，即光学工作模和准确切削的保证。故要提高瓷嵌体适合性必须从印模着手。

Mörmann 等研究了 Cerec 2 型的瓷嵌体的磨削精度和适合性。并与 Cerec 1 型作比较。实验结果显示：殆面及肩台的粘结剂厚度 Cerec 1 型为 72±27μm、73±24μm，而 Cerec 2 型则分别为 55±32μm、58±26μm。Cerec 2 型的精度和适合性比 Cerec 1 型提高了 30%。这是由于 Cerec 2 型在印模的采集、修复体的设计、准确的底线描绘，外形的调整，边缘的优化等方面作了较大的改进，才使修复体的精度有明显的提高。

第三节　CAD/CAM 瓷贴面修复

瓷贴面(porcelain veneer)是由陶瓷材料制作而成。瓷贴面是采用粘结技术将其粘结于牙体表面的薄层美容修复体。

瓷贴面的制作方法，目前常用的有两种方法：①耐火代型技术，此法是须先将工作模型翻制成耐火代型，然后在代型上涂瓷烧结而成；②CAD/CAM 技术，是采用计算机辅助设计及制作完成瓷贴面。后者正是笔者以下要详述的。

一、适应证与禁忌证

(一)适应证

1. 釉质发育不全的牙、斑釉牙。
2. 四环素染色牙、变色牙。
3. 发育畸形的牙，如锥形侧切牙，或过小的牙。
4. 前牙的牙间间隙，影响美观及功能者。
5. 错位牙，如扭转错位牙、舌向错位牙。
6. 前牙切缘或切角缺损。

瓷贴面主要应用于上下前牙的修复。

(二)禁忌证

1. 牙冠缺损大，影响瓷贴面粘结强度者。
2. 牙间间隙过大，瓷贴面不易获得固位者。
3. 严重错位的牙，如唇向错位牙，反殆牙。
4. 咬合异常者，如紧咬牙、夜磨牙，前牙深覆殆，下前牙唇面严重磨损，制备不出瓷贴面间隙者。

二、瓷贴面的优点和缺点

(一)优点

1. 经制作者比色后，瓷贴面的色泽可与天然牙的颜色相似，较美观。
2. 瓷贴面可恢复牙体的正常唇面形态。
3. 磨除牙齿组织少，或不磨牙，故可以保存活髓牙。
4. 瓷贴面耐磨，耐酸碱，不易腐蚀，不变色。
5. 对牙髓及黏膜组织无刺激。
6. CAD/CAM 瓷贴面操作简单快捷，可一次就诊完成。

(二)缺点

1. 瓷贴面具有脆性，咬合力过大时，易碎裂。
2. 粘结剂粘结力不强，或粘结时操作不当，瓷贴面可能脱落。

三、瓷贴面的 CAD/CAM 设计及制作

从上世纪开始，失蜡铸造技术(lost wax casting technque)普遍用于制作金属修复体。近年来，计算机技术(computer technology)应用于牙科领域，采用新方法制作高强度陶瓷修复体(strong ceramic restoration)。计算机制作的瓷贴面修复体，是以瓷覆盖牙体表面，具有良好的功能和美观效果。

(一)计算机制作修复体有三个步骤：

1. 制备体表面的计算机数字化(computer surface digitization, CSD)　CSD 可描绘出人造石模型上制备牙代型的外形。制备体的数字化可由激光(CICERO 和 Cerec 系统)或由接触探头(Procera 系统)来完成。Procera 系统接触探头如图 13-4。
2. 修复体的计算机辅助设计(CAD)　CAD 是在制备体的数字化图像上设计数字化的修复体。
3. 修复体的计算机辅助制作 CAM　CAM 是根据 CAD 将瓷块研磨或是将瓷粉烧压后制作成修复体。

(二)修复体设计原则

修复体的设计原则包括：尽量保存牙体组织，固位和抗力，强度，适合性，美学等方面。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

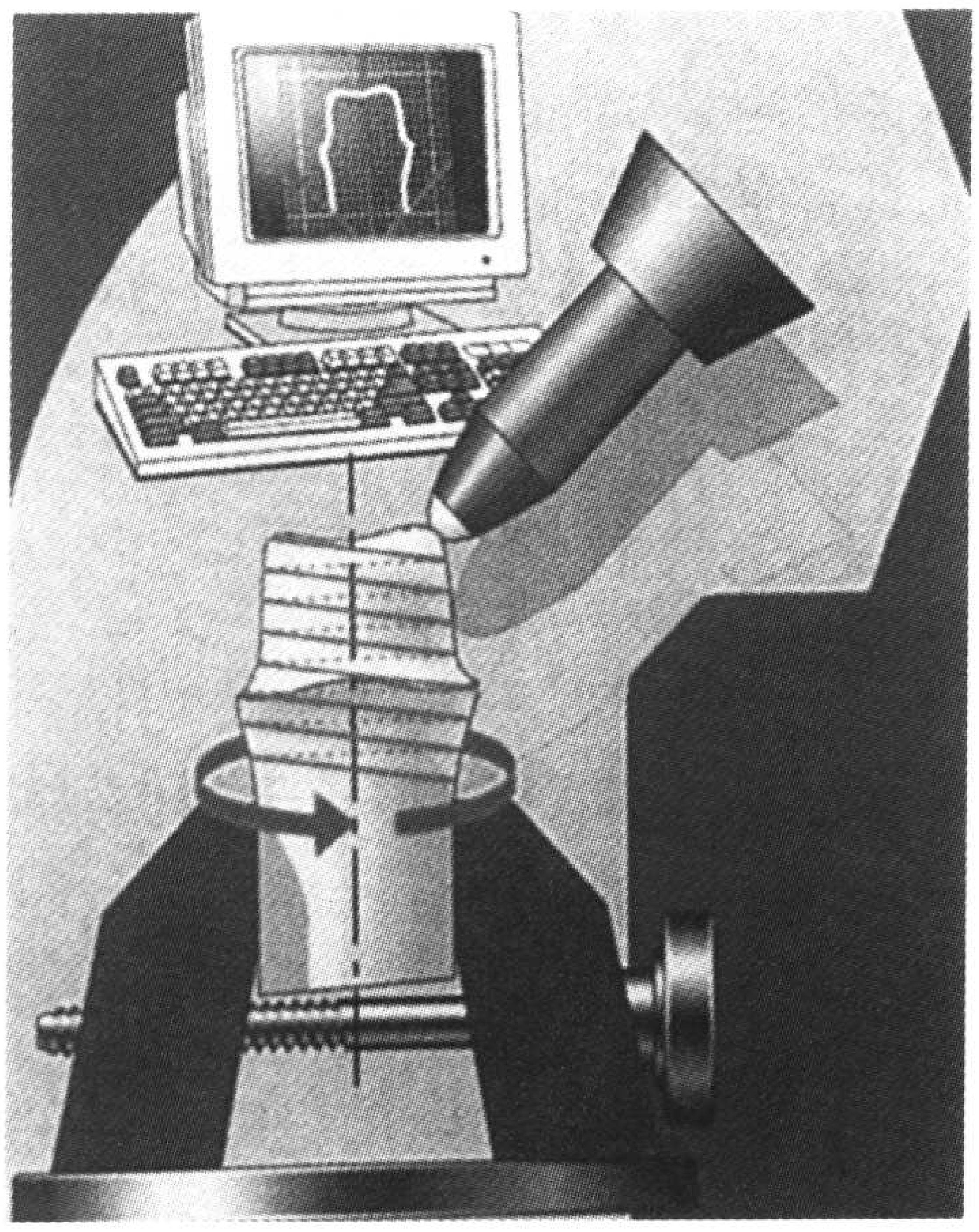


图 13-4 Procera 系统接触探头

1. *保存牙体组织*（preservation of tooth stracture） 近中-殆-远中嵌体（MOD inlay）可恢复缺损的牙体组织，当承受殆力时，不利于保护剩余的殆面牙尖釉质边缘，此边缘易折碎。磨除殆面全部组织，制作成部分冠比 MOD 嵌体可更好地保护牙体组织。

制作瓷贴面修复体时，牙制备体磨除的牙质较瓷嵌体，瓷全冠少，但为了更好地保护前牙切缘，后牙的殆面功能尖，也需要制备出一定深度的凹面。

2. *固位和抗力*（retention and resistance） 固位和抗力与修复体戴入牙体上的质量有关。对于以 Al_2O_3 和锆为基质的陶瓷制作的修复体，用酸蚀剂和粘结的微机械固位均是困难的。具有凹面和斜面边缘的制备体，以及从殆面就位的修复体，采用双重固化剂（dual cure cement panavia）可提供微机械固位和抗力。SiO_2 基质的陶瓷能酸蚀和微机械固位（micro-mechanical retention）。

3. *强度*（strength） 修复体应坚固，在行使功能时不致折裂。

4. *适合性*（fit） 修复体必须与制备体边缘密合，防止龋病和牙周病的发生。现已公认在任何修复体制作系统，如传统的技术和现代的 CAD/CAM 系统，修复体边缘适合性均是决定性因素。临床上公认的标准，修复体边缘间隙（gap）为 100μm。

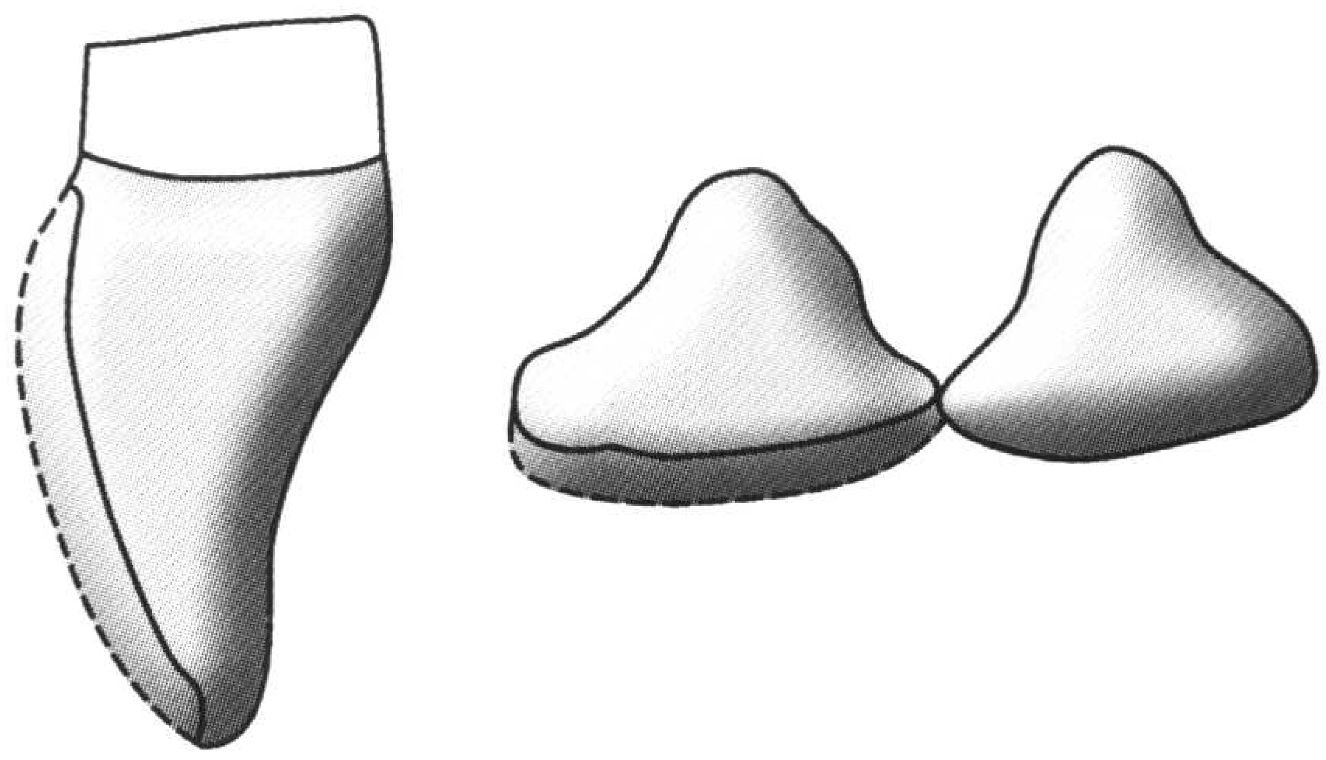
5. *美学*（esthetics，aesthetics） 修复体应是美观的，这对患者是很重要的，修复也应是个满意的结果。且修复体必须与邻牙协调。

（三）瓷贴面的 CAD/CAM 设计及制作

1. *牙体制备* 牙体制备前，先进行牙体洁治，去除龈上、下的牙结石。用牙线排龈，再做龈缘制备。若为氟斑牙、釉质发育不良的牙，可适当多磨除一些病变的异常釉质，但应保持牙髓的健康。一般情况磨除表面牙釉质 0.2～0.5mm，一般不磨至牙本质层，将前牙凸度减少。若前牙唇面有牙本质缺损或浅龋，制备牙体后，可用玻璃离子粘结剂充填，便于瓷贴面的完成及粘结。

贴面修复体因患者前牙殆关系的不同，一般贴面的牙体制备有两种形式，即平齐切缘式和包绕切缘式。

（1）平齐切缘式贴面牙体制备：将唇面磨除 0.3～0.7mm，去除倒凹，以利贴面就位，唇面颈部制备成圆角的 90°肩台，或制成 135°的凹面，肩台宽约 0.5mm，颈缘终止于龈缘处；近远中两邻面磨至触点处，但不破坏触点；切缘磨至切缘表面，保留切端舌面足够厚度，以增强抗力，咬切时不会导致切端折裂。（图 13-5）



A B

图 13-5 平齐切缘式贴面牙体制备

A. 唇面制备；B. 邻面制备

（2）包绕切缘式贴面的牙体制备：其制备方法和要求基本上均与齐平切缘式相同。包绕式的切端应磨除 1.5mm，以保证切端瓷的厚度（图 13-6）。若前牙为四环素牙或变色牙，釉质发育不全牙，则可以将 6 个前牙做成连接的贴面，这种方法磨除牙体组织少，同时达到美齿、美容的效果。

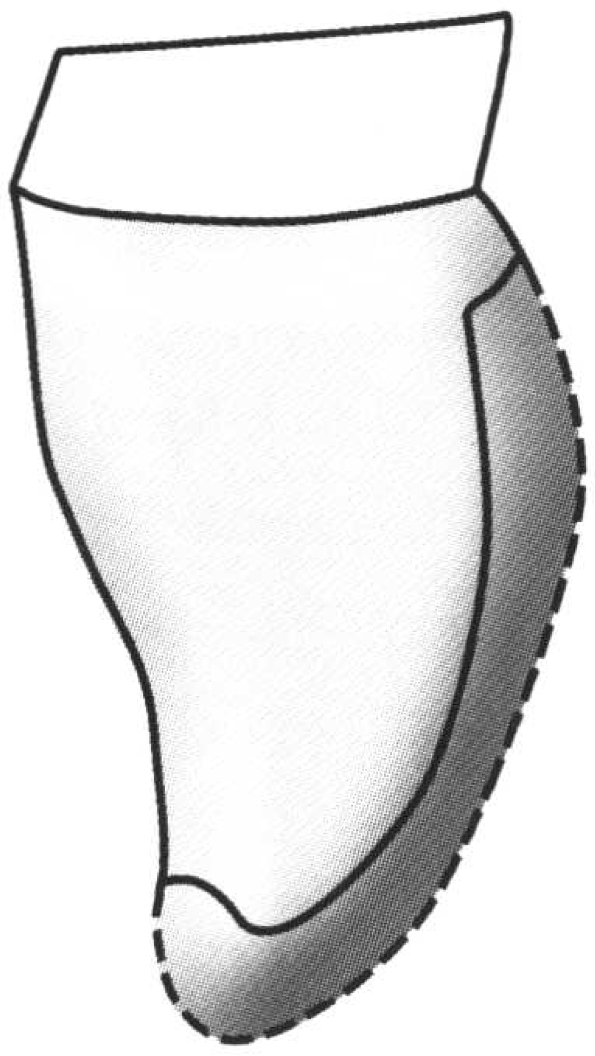


图 13-6 包绕切缘式贴面牙体制备

2. Cerec 系统瓷贴面的设计及制作 Cerec 系统是采用激光扫描仪完成制备体的数字化(CSD)。Cerec 瓷贴面修复体是在牙科诊断室，Cerec 机旁完成制作的。

Cerec 计算机技术可采用选出所需颜色的瓷块完成修复体的 CAD 及 CAM。修复体载入患者口内调𬌗修改，然后用光固化复合树脂粘结。这种修复体的颜色与天然牙相似，美观自然。

(1)瓷贴面制备体的数字化(CSD)：将基牙制备体和邻牙的模型固定于扫描仪上。对制备体代型进行三维测量，CSD 图像形成后，校正制备体表面形态，近远中邻面接触线和制备体完成线，这些线均应画在图像上。

(2)瓷贴面修复体计算机设计(CAD)：修复体的设计是采用冠的软件和牙科数据库进行的。首先画出制备体底线，再画出修复体的边缘线、龈缘线、切端线等。需要时可进行修整。

(3)瓷贴面修复体计算机制作(CAM)：将选好的瓷块柄固定于研磨室装置上，采用直径 1.6mm 锥形钻和圆柱形钻(直径 1.2mm)通过马达转动制作修复体的外面和内面。在整个制作修复体的过程中均用水冷却降温，研磨后用双脚规测量瓷面各部分厚度。应记录瓷贴面厚度最小和特殊处，这些均是修复体的薄弱的区域。Cerec 系统是用 Vita MK Ⅱ 瓷块加工的。

(4)瓷贴面修复体的粘结：瓷贴面完成后，首先在模型上试戴，检查外形及组织面与制备体的密合度，并进行调𬌗，建立正中𬌗及非正中𬌗平衡，然后在患者口内试戴。达到满意后，可选择适当颜色的粘结剂粘结。

瓷贴面粘结前，将其清洗 5min(丙酮超声)，用 35%磷酸清洗瓷贴面组织面 5min，流水冲洗并干燥。口内隔湿、清洗制备体，用 Panavia F 双重固化粘结剂粘结修复体。粘结前制备体酸蚀 1.0min。用柔和气流使其挥发，使制备体表面干燥、光滑，再将 Panavia F 粘结剂与催化剂混合 20s，使修复体在 40s 内就位。然后用刷子、牙线或探针除去多余粘结剂。瓷贴面边缘光固化 20s，最后用细锥形磨光钻和软橡皮盘打磨边缘。

3. Procera 系统瓷贴面的设计及制作

(1)CAD/CAM 瓷贴面制备体的计算机数字化(CSD)：Procera 系统是采用球形探头尖端接触代型表面进行扫描并设计修复体内面数据，扫描蜡修复体，设计修复体的外形。制备体的内边缘，如箱状边缘应加蜡使之光滑。人造石代型应固定在扫描仪的最佳位置，使探头尖端在整个扫描过程中，均能与制备体表面接触。因此，代型必须与扫描仪保持一致，不致在探头移动时发生干扰。当探头和制备体代型表面降至 30°时，精度则减少。探头与制备体表面间的最佳角度为30°～150°。

(2)瓷贴面修复体的 CAD 和 CAM：修复体设计 1mm 厚。用纯 Al_2O_3 陶瓷在制作中心制作 1mm 厚的修复体。瓷修复体的内面应与制备体密合。

第四节 CAD/CAM 瓷全冠修复

CAD/CAM 瓷全冠是由计算机设计和制作完成的。可用陶瓷块经设计后直接加工制作成瓷全冠，抛光后可立即戴入患者口中制备的基牙上，若有需要也可着色。此外，还可设计和加工制作瓷底层冠，经处理饰面瓷完成，修复效果满意。

一、瓷全冠的 CAD/CAM 设计和制作

瓷全冠(all ceramic crowns)的牙体制备要求

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

和方法与全瓷冠相同。要求瓷全冠必须有一定厚度，至少 1mm 厚，颈缘制备成凹面型，Cerec 系统设计及加工方法如下。

（一）取光学印模

取光学印模与 CAD/CAM 瓷嵌体方法基本相似。取模时打开探测器开关，手持摄像机放入患者口腔内制备牙的区域，或放在工作模的制备牙区域，摄取图像。分别从患者的口腔颊侧、舌侧、两个邻面、𬌗面及对颌牙取得制备体及其周围的图像。其余方法与瓷嵌体的取印模相同。

（二）冠的设计（CAD）

1. *粘结剂厚度*　根据操作者要求设计粘结剂厚度，一般在 60～80μm 的范围内。

2. *冠内面（组织面）设计*　计算机根据取得的光学印模，通过大量极小的图像元素拼出制备体的“虚拟模型”，从各角度观察模型，进行修整，选出正确图像，再输入预期制定的粘结剂位置及厚度。

3、*冠的颊（舌）及邻面设计*　根据输入计算机数据库中的理想牙冠形态来恢复冠的形态轮廓。计算机再根据患者口腔颊、舌凸度外形，牙尖窝的分布，接触点等情况，对理想牙冠进行调整。同时操作者也可自行在荧光屏上对牙冠形态进行调整。

在临床上试戴瓷全冠时，常发现冠的邻面触点不合适，给临床医师带来困难，给患者造成食物嵌塞等不良影响。新的 Cerec 3D 软件，改进了全冠接触点的设计。操作者可直接调整邻牙的接触状况，并用颜色编码显示瓷冠邻面与邻牙的触点松紧度，以红色表示接触过紧、绿色表示触点合适。Cerec 3 型具有以上功能。

4. *冠𬌗面设计*　全冠的𬌗面是根据对颌牙情况而定的，按正中𬌗位，建立尖对窝尖对边缘嵴的𬌗关系而设计的。瓷全冠的𬌗面设计是 CAD/CAM 技术临床应用的难点。𬌗面过高，临床医师需用大量时间进行调磨才能达到要求，而且临床上患者的𬌗关系状况是千变万化的，这更增加了瓷冠𬌗面设计和制作的难度。

为了设计出理想的瓷全冠𬌗面，Cerec 3 型改进了𬌗面设计。在计算机屏幕上可显示出早接触区、无咬合接触区，并可用颜色表示：蓝色：离对颌牙平面 0～1.0mm；绿色：离对𬌗牙 0～50μm；黄色：超过颌面 50～100μm；红色：超过颌面大于 100μm。在计算机上可将修复体𬌗面调至与对颌牙有良好的接触关系。

CAD/CAM 系统进行瓷全冠外表面设计时，是通过投影方法获得制备体近远中邻牙的颊舌侧外形高点的连线，近中邻牙远中边缘嵴和远中邻牙近中边缘嵴的连线，近远中邻牙牙尖的连线和近远中邻牙龈缘最低点的连线，确定修复体的颊舌经、近远中经和𬌗龈高度，均不超过上述连线的范围。𬌗面以近远中邻牙𬌗面尖、窝沟及邻接区的位置作为瓷全冠修复体𬌗面尖、窝、沟和邻接区的参数。然后再从理想牙冠数据库中调出相应牙冠形态的数据，与上述数据进行整合，形成修复体的外形及𬌗面形态。

正确的𬌗关系的建立是 CAD 的难点。上述设计修复体的𬌗面建立并无对颌牙作为参数，因此，当瓷冠戴入患者口中，咬合是否合适尚是个未知数。有学者提出计算机中建立𬌗架，通过𬌗架来确定修复体的𬌗关系，但这一目标尚未实现。

Cerec 2 型 CAD/CAM 机关于修复体𬌗面的设计有推断法（Extrapolation）、相关法（Correlation）和功能法（Function）等。

（1）推断法：推断法是 Cerec 采用的修复体设计方法。其方法是通过制备体相邻牙的𬌗面外形及牙冠高度来形成修复体的𬌗面设计，这是依靠系统内贮存大量牙齿外形数据的数据库来完成的。修复体的最后完成多依靠操作者的经验。此法是用 Cerec 2 型 CAD/CAM 机对工作模型上的制备体采集光学印模，通过自制采模定位装置固定探头，将探头与制备体模型的距离和角度固定起来，确保多次采模的统一性和可重复性，便于对比研究。

（2）相关法：相关法是外形复制法，先预制一修复体，通过对制备体和修复体两次光学印模的重叠来复制完成最终的瓷修复体。

（3）功能法：是一种最新的𬌗面设计方法，通过功能咬合记录来确定𬌗面外形，咬合记录是从患者口内获得的正中𬌗、前伸𬌗、侧向𬌗运动的咬合记录，较为精确，需要采集两次光学印模，使其重叠。

关于瓷全冠𬌗面设计的上述三种方法，王华蓉、赵云凤曾进行研究，收集临床上第一磨牙做瓷

全冠的患者 10 例，要求对颌牙完整、邻牙完整、殆关系正常者选 5 例，殆关系异常者（反殆或对颌牙伸长）5 例。使用自制的探头固定装置固定采模时探头与工作模制备体之间的距离和角度，运用 Cerec 2 型 CAD/CAM 机对制备体采集光学印模。以保证实验条件的一致性，使实验结果具有可比性。

分别采用推断法、相关法、功能法对上述 10 例患者进行瓷全冠殆面设计。推断法殆面设计时，先按照全冠制作程序完成冠的设计，然后采用推断法记录殆面边缘近颊、近舌、远颊、远舌四个轴角处的 Z 值（代表殆龈向高度），每处测 10 次，取均值。

相关法：在模型上根据上下颌殆关系用嵌体蜡制作瓷全冠的蜡型。将全冠蜡型置于制备体上，用探头采集全冠蜡型的光学印模，采模装置应保持位置不变，然后将蜡冠取下，再对制备体采集光学印模，并完成全冠设计，与推断法相同记录四处的 Z 值。

功能法：先在患者口腔内正中殆、非正中殆位咬蜡殆，先将咬好的蜡殆放于制备体殆面上，喷粉、采集光学印模。然后保持探头固定不变，再对制备体采集光学印模，使两次印模重叠、完成瓷全冠设计。并记录四处 Z 值，四处部位同推断法。

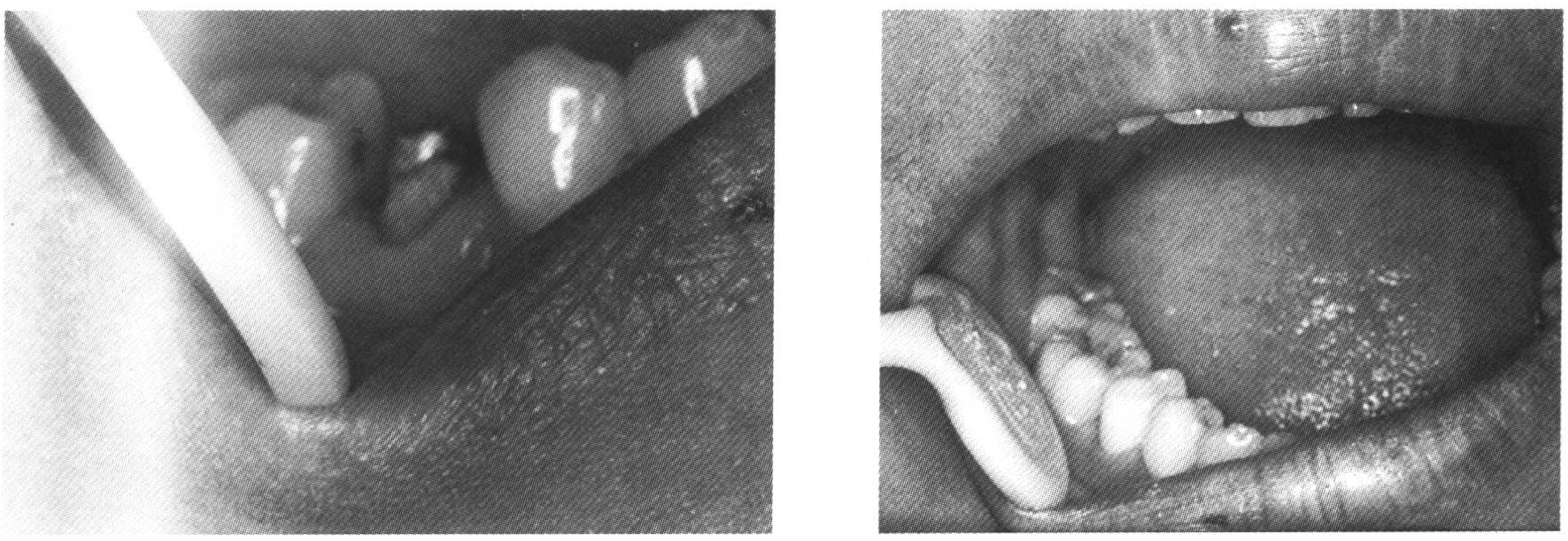
最后对上述三种方法所得数据进行统计分析。结果显示正常咬合组三种方法，无显著差异（$P>0.05$）；异常咬合组，则推断法与功能法，相关法与功能法之间有显著差异（$P<0.05$），功能法显示的瓷冠殆面值低于前两种方法。说明功能法设计的殆面较精确。建议殆关系正常者采用推断法进行冠殆面设计；殆关系异常者可采用功能法设计冠的殆面。以上是初步研究，内容仅供参考。

5. 全冠的形态调整　冠形态不满意时，可进行调整。移动或取消外形线上的某些点，以调整外形，也可以抬高牙尖。

（三）冠的加工完成（CAM）

根据计算机对加工瓷块提出的要求，选出所需号码的瓷块，放入制作室内，计算机自动加工完成瓷全冠。因冠的大小不同，加工时间为 6～8min。

粘结剂及粘结方法与瓷嵌体相同。完成的瓷全冠见图 13-7。



A　　B

图 13-7　瓷全冠

A. 瓷冠制备体；B. 瓷冠粘结在口腔中[5]

瓷全冠的适合性 Cerec 系统为 100～200μm。

在各系统中 Cerec 系统制作的修复体最多，约共完成 70 余万件修复体，约有 2 000 余台机器用于临床。

二、瓷底层冠的 CAD/CAM 设计和制作

（一）瓷底层冠的 CAD/CAM 设计制作

瓷底层冠（crown coping）是用瓷块在 Cerec 机上，通过 CAD/CAM 加工制成，其操作步骤与

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

瓷全冠相同，但所用软件不同，必须选用"Crown coping"系统盘，才能加工完成。加工前应设计粘结剂厚度及位置。计算机加工一个瓷底层冠需5min左右，比In-Ceram加工快，可节约时间，而且操作步骤简单。

CAD/CAM加工制成的瓷底层冠厚度约有0.5mm，厚薄均匀。瓷底层冠完成后，可在其上根据所选颜色，塑Alpha瓷形成瓷全冠解剖形态，经烧结后完成瓷全冠的制作。

（二）瓷底层冠的适合性

适合性是衡量固定修复体临床修复效果的重要标指之一，与牙体、牙髓、牙周组织的健康，以及修复体的使用时间密切相关。良好的适合性是牙科固定修复体必须具备的条件，也是判定新材料、新技术制作出的固定修复体的客观指标。

王华蓉、赵云凤等采用Cerec 2型CAD/CAM系统对自制MC切削陶瓷制作的瓷底层冠适合性进行研究。

以粘结剂厚度表征适合性的优劣，考察制备体𬌗向聚合度10°、20°；90°肩台、120°凹面型边缘设计；制备体隙料40μm、60μm、80μm厚度；间接法在工作模型上采集光学印模与直接法在患者口内制备体上采集光学印模对瓷底层冠适合性的影响。结果显示：

1. 聚合度、边缘形态对瓷底冠适合性影响 采用20°聚合度，凹面型牙制备体设计的瓷底层冠适合性好，底冠边缘粘结剂厚度为40.1±11.8μm；而聚合度为10°时，瓷底冠边缘粘结剂厚度90°肩台型为118.9±36μm，凹面型为76.8±22.0μm。这可能是因聚合度大，凹面型为凹面，瓷底冠易于完全就位，粘结剂易于排出的缘故。

2. 间接法采集印模对瓷底冠适合性影响 研究Cerec 2型是否可用工作模型完成瓷底冠CAD/CAM设计及制作，并与直接法在口内采集印模比较，是否对底冠适合性有影响。Cerec 2型是椅旁设计修复体，探头直接放在患者口内制备体上方采集光学印模的。为了节约患者就诊时间，消除患者长时间张口的疲劳，以及口腔视野小不便操作，作者研究采用制备体完成后取印模，灌注人造石模型，在工作模型的制备体上采集光学印模，间接法完成CAD/CAM瓷底冠的设计及制作。实验研究结果显示：间接法边缘适合性为43.2±11.7μm，𬌗面为159±37.0μm，直接法边缘适合性为40.1±11.8μm，𬌗面为157.6±37.4μm，两种方法的适合性无显著差异。说明Cerec 2型可在口腔外工作模型上完成CAD/CAM瓷修复设计及制作。

3. 制备体隙料厚度对瓷底冠适合性影响 经实验研究，隙料厚度60μm时，边缘粘结剂厚度为42.6±5.1μm，适合性好。40μm与60μm、80μm隙料厚度之间的瓷底冠适合性有显著差异（$P<0.05$），40μm隙料厚度组粘结剂厚度最大，粘结剂边缘厚度为55.9±4.6μm，𬌗面为182.5±18.6μm。因此，Cerec 2型CAD/CAM瓷修复体的隙料厚度选择60μm适合性较好。

三、瓷全冠CAD/CAM设计制作应注意事项

CAD/CAM系统虽然具有许多优点，但计算机也是由人操作的，人的因素也很重要，也容易出现人为的误差。同时CAD/CAM系统虽已应用多年，但其设计及软件开发尚需通过实践不断改进。

（一）采集光学印模应注意的事项

1. 固定采模探头 Cerec 2型机采模探头是非接触的，即在采模时是悬空的，但要求探头与制备体保持4mm距离，10°的斜度，操作者手持探头是悬空的，要维持上述距离和角度比较困难。我们设计了固定探头的装置，使其与制备体能保持需要的角度和距离，使采集的光学印模精度提高。

2. 采模时应将制备体各部采集完全 因制备体是个三维立体，有𬌗面、颊、舌面、近远中邻面、邻牙、颈缘等各部位，采集光学印模时，必须将制备体各部，以及邻牙邻面形态均采集入计算机，才能获得理想的制作体图像。

3. 选出最佳图像 采集光学印模时，应经多次采集，最后选出最佳制备体的图像，再进行修复体设计。

（二）CAD/CAM瓷修复设计注意事项

1. 隙料厚度的选择 Cerec 2 CAD/CAM系统设计瓷全冠时，不仅可选择粘结剂厚度，还可选择隙料厚度，隙料厚度可选择的范围为−80～80μm。经作者实验研究认为60μm隙料厚度瓷冠适合性最好。建议选用60μm的隙料厚度。

2. *冠内面(组织面)设计* 首先确定粘结剂厚度及位置。若有必要也可修整制备体的图像。

3. *冠外形的设计* 外形设计特别应注意𬌗面、触点、颈缘的设计，在 CAD/CAM 修复体临床应用中，常发现𬌗面过高，在口腔内形成早接触点，须经临床医师大量调磨瓷修复体𬌗面，才能达到要求；触点不合适，过紧不能在制备体上就位，过松产生食物嵌塞；瓷修复体颈缘未至制备体龈缘，制备体颈部暴露在口腔中，将产生过敏现象。

以上三个部位的设计特别重要，设计时应加以注意。

(三)CAD/CAM 瓷修复制作注意事项

1. *选择配套软件* 加工瓷嵌体，瓷全冠修复体，应选择对应的软件，即加工制作嵌体时，选用嵌体软件；加工全冠时选用全冠软件。

2. *选择相应的颜色及号码的瓷块* 制作加工修复体时，计算机会自动显示瓷块号码，主要是根据需加工的修复体的大小来确定瓷块号码。瓷块颜色由临床医师在制作加工单上注明，操作者按医师要求选择瓷块颜色。

3. *瓷块固定牢固* 瓷块在加工之前，由操作者将瓷块的柄插入加工制作室的孔内，两者是吻合的，当柄插入孔底后，将柄用螺丝固定紧，防止加工旋转时，瓷块柄松动脱落，使加工失败。

4. *定时更换水及切割工具* CAD/CAM 系统加工瓷修复体时产热，需用水降温，机内可自动喷水给钻针及瓷块降温，使加工制作正常运行。因此操作者应定期更换循环水和加工用钻针、切盘等切割工具，以保证制作程序正常进行。

5. *观察加工窗口* 在加工制作修复体过程中，可观察修复体加工情况。若产生瓷块从固定孔内脱落，可立即关机，将瓷块再固定好或更换瓷块后，重新加工完成修复体。

6. *检查完成的瓷修复体微裂纹* 切割陶瓷时，易使修复体产生微裂纹，应在加工后仔细检查瓷修复体是否有微裂纹，否则应重新加工制作。

四、CAD/CAM 瓷全冠的修复效果

CAD/CAM 瓷修复体应用于临床已 10 余年，最早只能制作瓷嵌体、瓷贴面，由于陶瓷材料性能的改进，新陶瓷材料的研制成功，CAD/CAM 系统的创新，新软件的不断开发，CAD/CAM 系统不仅可以设计制作瓷全冠，瓷底冠还可制作前牙固定桥和后牙固定桥。

合金修复体能长期应用于临床，能够承受口腔中的各种咀嚼压力而完整无损，主要是因为合金材料具有较高的强度和韧性，而陶瓷材料是一种脆性材料，承受一定的外力后易折裂破碎，这是其致命的弱点。20 世纪 90 年代，陶瓷研究者们采用了许多方法增加牙科陶瓷材料的强度和坚韧性，将纳米技术、复相技术等应用于陶瓷材料的研制，大大提高了陶瓷材料的强度和韧性。为 CAD/CAM 瓷修复体的临床应用创造了有利的条件。

牙科修复体不仅要求具有良好的咀嚼和生理功能，其形态颜色还应符合美观的要求。牙科陶瓷修复体要满足上述要求，长期能够在口腔内使用，效果良好，则决定于修复材料、修复技术、牙医对修复体适应证的选择、修复体的设计，以及认真的态度和精湛的制作技术。

在临床应用和文献报道中，CAD/CAM 瓷修复体有折裂的情况。例如 Molin 等对瓷嵌体进行 5 年临床观察，发现 Cerec 系统完成的瓷嵌体有 1 例折裂。Oden 等对 Procera 全冠进行 5 年临床评估，100 例中有 3 例发生折裂。赵云凤、王华蓉等对 Vita MK Ⅱ 陶瓷制作的全瓷冠和自制 MC 切削陶瓷材料制作的全瓷冠进行临床追踪观察。Vita MK Ⅱ 全冠临床观察时间最长 20 个月，最短 6 个月，MC 陶瓷全冠临床观察时间最长 42 个月，最短 8 个月，其中有前牙全冠，后牙全冠。

结果显示：Vita MK Ⅱ 全冠有 2 件出现问题，一件是上颌第一磨牙全冠在 6 个月复查时，发现冠有隐裂纹；另一件是下颌第一磨牙全冠戴用 8 个月后咬硬物时脱落。MC 陶瓷全冠在定期复查中，患者均对瓷全冠满意，功能美观好，舒适。检查未发现异常。

产生瓷冠折裂的原因，可能是磨牙全冠承受的咀嚼压力大造成的，Vita MK Ⅱ 陶瓷弯曲强度 84MPa，断裂韧性 K_{IC} 1.8MPa · $m^{1/2}$，其强度和韧性低。而我们自制的 MC 陶瓷弯曲强度 420MPa，断裂韧性 4.74MPa · $m^{1/2}$，均高于 Vita MK Ⅱ 陶瓷，故其抗折能力强。CAD/CAM 修复体经多年的临床应用，我们认为要使修复体具有高质量，良好的临床应用效果应注意以下几点：

1. *严格选择基牙* 最好是活髓牙，根管治疗

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的牙最好在根管内打桩，以增强支持。

2. 严格按要求进行牙体制备　制备体应无尖角，锐边，否则全冠粘结后，受外力时，易产生应力集中。瓷冠易折裂。

3. 试戴时无用重力就位　在口内试戴瓷冠时，不能用锤击，应用手指轻压，逐渐就位，若瓷冠就位时，用力过猛也可使冠产生折裂。

4. 调𬌗　瓷冠完全就位后，冠边缘与颈部密合，此时才进行调𬌗。调𬌗主要是去除早接触点，使全口牙齿都均匀接触，达到𬌗力分散的作用，防止全冠产生创伤𬌗，导致瓷折或基牙牙周受创伤。应注意调𬌗不仅建立正中𬌗的咬合平衡，还应建立前伸𬌗、侧向𬌗的平衡。

5. 冠的粘结　粘结是很重要的环节，陶瓷修复体应选择粘结力强的粘结剂，并且采用适当的界面处理，以提高粘结强度，粘结时医师操作应准确快捷，才能获得好的修复效果。Vita MK Ⅱ 陶瓷强度韧性很低，却能有较好的修复效果，这可能是冠通过粘结剂与牙体组织形成整体的缘故。

此外根据我们的临床观察，瓷修复体在 6 个月前不产生瓷折，以后就可能长期使用，但意外的情况(如咬石子、咬硬物等)除外。

第五节　瓷固定桥的 CAD/CAM 设计和制作

由于 CAD/CAM 系统的研究需要大量的经费及高科技的研究人才，近几年来，随着科技的迅速发展，研究条件的改善，新型陶瓷材料的研制开发，许多公司有兴趣进行这方面的研究。现有制作固定桥的系统如下

一、Digident 系统

该系统由德国吉尔巴赫公司于 1999 年推向市场，Digident 系统由 Hintel 测量系统和 Argus 软件，Hintel-CAD 模型制作软件及 Digicut 铣削中心组成，获得取模信息的扫描系统是采用白光和带状条纹图形进行无接触投射。在显示屏上，以云点状显示模型的整体轮廓和制备体、窝洞的精细扫描图形，然后在屏幕上借助模型软件进行图像加工，并进行固定桥、全冠的结构设计，将获得的数据传输到铣削中心进行加工制作。

二、Cercon“泽康”(CAM)系统

该系统包括 Cercon brain 带激光扫描装置的电脑铣切设备，Cercon base 二氧化锆瓷块，Cercon beat 烧结炉，Cercon ceram 低温饰面陶瓷。

Cercon 系统是由德国德固萨公司 2001 年开发的，该系统的优点：

1. CAD 系统，将牙科技工的制作技巧与机械加工结合起来。

2. 在 Cercon brain 中进行的并非只是单纯的复制铣切，因电脑在此能依据相关数据进行预加工，可与扫描仪和铣切装置相连接。

3. 二氧化锆瓷块的硬度为烧结后硬度的 50%，易于切削成型，节省刀具(每支刀具可切削 100 个修复体单位)，缩短加工时间，6 个单位的固定桥耗时 90min。烧结后强度提高 50%。

4. 低温饰面瓷热膨胀系统与二氧化锆相互匹配，二者结合后，高于标准牙齿的负荷、强度大于金瓷修复体。

5. 可制作 4 个单位和 6 个单位的固定桥。

Cercon 系统制作瓷固定桥的方法是先制作桥的底层，一般采用二氧化锆陶瓷制作成固定桥底层(图 13-8)。然后再选用配套的饰面瓷，经烧结完成瓷固定桥，先在代型上试戴修整(图 13-9)，最后再粘结于患者口腔内制备体上。

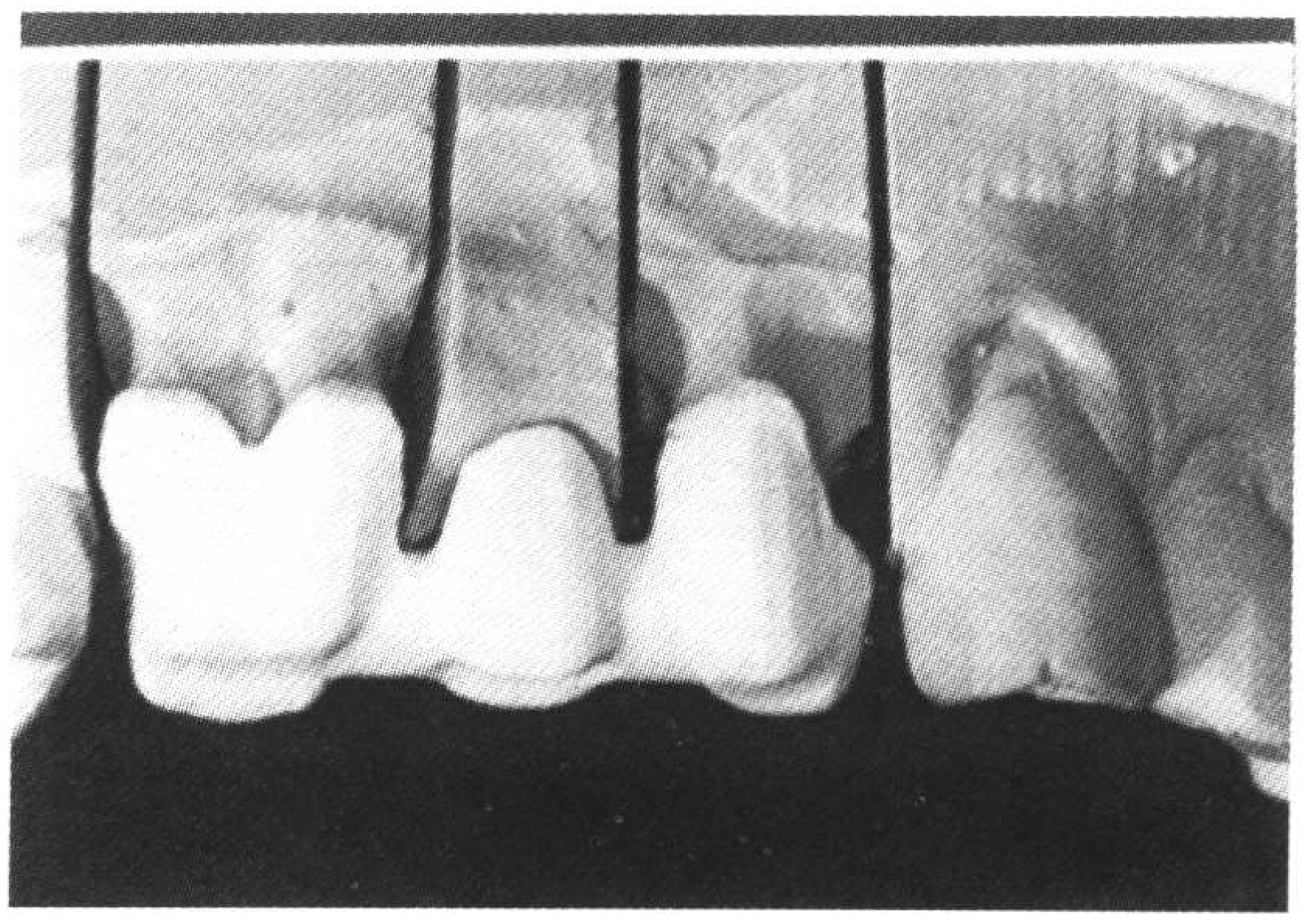


图 13-8　瓷固定桥底层

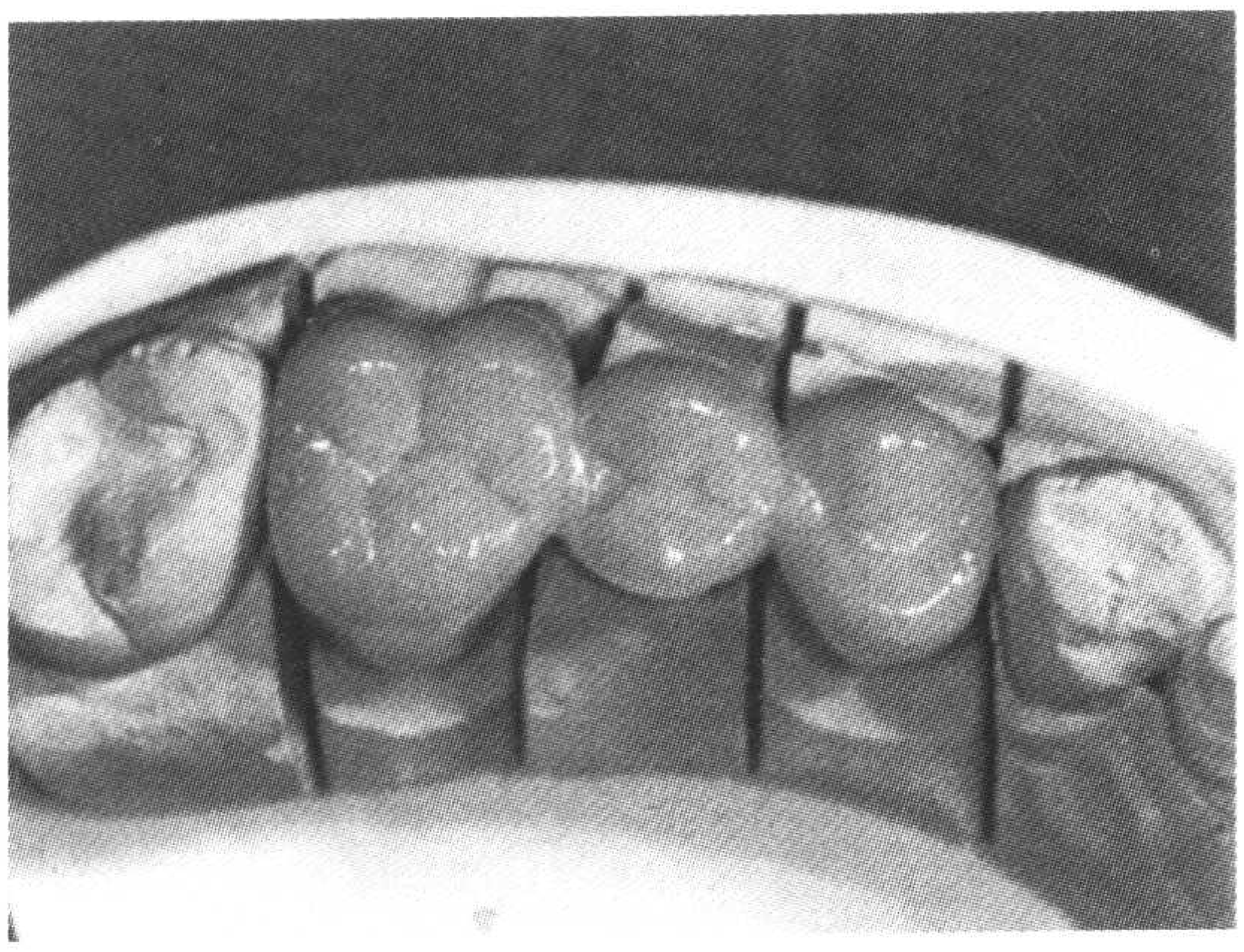


图 13-9　瓷固定桥在代型上

三、LAVA 系统

该系统由德国 3M ESPE 公司 2001 年推出，这是一个新的系统还有待进一步完善，可以制作全冠，固定桥、其所用材料为二氧化锆陶瓷。

（赵云凤　王华蓉）

参 考 文 献

1　朱明太综述．计算机辅助设计(CAD)和计算机辅助制作(CAM)在口腔修复科的临床应用．国外医学口腔医学分册，1990，5：296

2　汪大林综述．计算机辅助设计和计算机辅助制作技术在口腔修复医学中的应用．国外医学生物医学工程分册，1997，20(6)：352

3　于海洋综述．口腔计算机辅助设计和制作系统的现状与展望．国外医学口腔医学分册，1996，23(1)：31

4　魏红摘．CAD/CAM 瓷嵌体的磨耗：修复体，对颌牙尖和粘结剂．国外医学口腔医学分册，1996，23(1)：57

5　何玉林．CEREC 瓷嵌体的临床评价．实用口腔医学杂志，1997，13(3)：214

6　江　南，朱　梅，邱志刚．人工智能计算机辅助设计口腔修复诊疗系统．华西口腔医学杂志，2000，18：增刊 207

7　罗建平．计算机与口腔修复学．上海口腔医学，1999，8(1)：53

8　骆小平，赵云凤．牙科 CAD/CAM 加工用氧化铝块的研制与性能测试．中华口腔医学杂志，1999，34(4)：202

9　骆小平，赵云凤，田杰谟，等．纳米氧化铝玻璃复合体强度及断裂韧性的研究．华西医大学报，1998，29(4)：383

10　骆小平，赵云凤．牙科全瓷冠修复的研究进展．中华口腔医学杂志，2000，35(2)：158

11　张　海．Procera 系统制作钛修复体的研究进展．国外医学口腔医学分册，1996，23(6)：331

12　朱津蓉，赵云凤．Vita MK Ⅱ切削陶瓷的颜色分析．华西口腔医学杂志，1998，16(3)：213

13　李　玲，张保卫．国产陶瓷块对 CAD/CAM MOD 嵌体适合性的初步研究．上海生物医学工程，1996，17(47)：25

14　赵云凤，王华蓉，陈　悦，等．Vita Ⅱ型及 Plat Ⅱ型陶瓷与牙体组织粘接强度的研究．华西口腔医学杂志，1997，15(4)：315

15　陈　悦，赵云凤，王华蓉，李　勇．CAD/CAM 瓷嵌体的适合性研究．华西口腔医学杂志，1997，15(4)：317

16　付　强，赵云凤，黄挽力．新牙科可切削陶瓷材料的硬度．临床口腔医学杂志，2002，18(5)：323

17　赵云凤，王华蓉，陈　悦，等．两种陶瓷制作的 CAD/CAM 全瓷冠临床效果观察．临床口腔医学杂志，2003，19(2)：67

18　赵云凤，王华蓉，李　勇．牙制备体形态对计算机辅助设计与辅助制作全瓷底层冠适合性的影响．中华口腔医学杂志，2003，38(5)：330

19　李　俨，符明媚，孔庆仁，等．Cerec Ⅱ型 CAD/CAM 全瓷冠的初步临床研究．现代口腔医学杂志，2004，18(3)：259

20　赵云凤，李明哲，李　勇．自制金属底座与 Vita Mark Ⅱ瓷块粘结强度的研究．四川大学学报医学篇，2004，35(1)：101

21　Schneider W. Cerec 3D-A new Dimension in treatment. Int J comput Dent，2003，6(1)：57

22　Mehl A，Hickel R. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. Int J Comput Dent，1999，2(2)：129

23　Hwang JW，Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-ceram crowns. J Oral Rehabil，2001，28(7)：678

24　Persson M，Andersson M，Bergman B. The accurady of a high-precsion digitizer for CAD/CAM Crowns. J prosth Dent，1995，74：223

25　Mörmann WH，Bindl A. The Cerec 3-A quantum leap for computer-aided restorations：Initial clinical results. Quintessence Int，2000，31：699

26　Reiss B. Occlusal surface design with Cerec 3D. Int J comput Dent，2003，6(4)：333

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

27 Kurbad A, Reichel K. 3D software extension for Cerec inLab. Int J comput Dent, 2003, 6(4): 343

28 Wiedhahn K. Cerec 3D veneers with R 2005-Veneers à la carte. Int J comput Dent, 2005, 8(1): 59

29 Masek RJ. Cerec scan bridgework: A Two-year report. Int J comput Dent, 2002, 5(4): 285

30 Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. Dent clin North Am, 1983, 27: 691

第14章 Chapter 固定修复体的粘结

粘结(adhesion,bonding)是指两个同种或异种的物质,与介于两者表面的物质作用,产生牢固结合的现象。将一种或数种固体材料粘合连接起来的物质称为粘结材料。

在早期人们曾想用粘结材料和粘结技术修复缺失的牙齿,以少切削或不切削牙体组织而达到修复失牙的目的,多保留牙体健康的组织。但这种方法,使用一段时间被粘物脱落,造成修复失败。

口腔固定修复体是在口外制作好后,再载入口内制备好的牙体组织上,修复体与牙体之间不可能100%的完全密合,有一定的间隙,间隙内很容易积存食物残渣及唾液,不仅影响修复体固位,而且修复体易被腐蚀变质使修复失败。必须在修复体完成后用粘结材料(粘结剂)粘结,这样既可增加修复体的固位,又可以防止有缝隙产生微漏,对修复体造成不利影响。

第一节 固定修复粘结的发展

固定修复粘结的发展与粘结材料的不断创新和粘结技术的提高有着密切的关系。粘结材料是粘结的物质基础,粘结技术是粘结临床应用的保证。

一、粘结材料的发展

在20世纪50年代以前,世界上最早应用于口腔修复的粘结材料是磷酸锌粘结剂。这种材料是无机材料,一直沿用了许多年。

1949年Kulzer公司开发出高分子粘结材料。其组成主要由甲基丙烯酸甲酯单体和聚合物构成。可用于固定牙周病松动牙及正畸附件。此后,高分子粘结剂逐渐应用于口腔修复临床。

Eastman公司(1959年)推出含有α-氰基丙烯酸甲酯的Eastman910瞬间固化粘结材料,可用于口腔颌面外科修复治疗的粘结。

Bowen(1962年)合成了双酚A双甲基丙烯酸缩水甘油酯,简称为Bis-GMA。并提出对无机填料进行表面处理,可增加复合树脂强度的方法。不久含Bis-GMA的室温化学固化粘结材料迅速应用于口腔修复临床。

逐渐发现化学固化粘结材料色泽不稳定,操作不便,研制出紫外线固化粘结材料。但临床应用后,发现这类粘结材料固化深度不够,紫外线对人体有害,故被淘汰。

在以往工作的基础上开发出采用可见光固化(visible light curing)粘结材料。此粘结材料性能优良,对人体无害。

Kent和Wilson在磷酸锌、聚羧酸锌粘结材料的基础上,研制出含聚丙烯酸水溶液和玻璃粉的玻璃离子粘结材料。这是一种独特的口腔高分子粘结材料。并逐渐开展了粘结机制,粘结性能测试的研究工作。

以上的粘结材料更多的是应用于牙釉质的粘结修复。由于牙本质的结构特性,其粘结还存在难于解决的问题。

Masubara(1962)开发出含三正丁基硼(TBB)的牙本质Palakav粘结材料。Bowen(1965)研制开发出含表面活性单体的Bis-GMA的Cosmic Bond产品。但临床应用操作不便,效

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

果差，未能推广。

20 世纪 80 年代，Kuraray 公司生产出 Clearfil Bond system-F 粘结材料，这种材料可用于粘结牙釉质，又能粘结牙本质。临床应用效果好。有种粘结剂能与牙本质中无机盐作用的，如 Clearfil New Bond. Super Bond C&B 等，另类是能与牙本质中有机胶原结合的，如 Gluma、Dentin-Adhesit。

近年来研制出树脂粘结材料，如用于牙釉质粘结的 Comspan™、Scotchbond Multi-purpose Adhesive™、Coltene Duo Cement™ 等粘结材料，用于牙本质粘结的有 Panavia™、CLEARFIL™，ABC-Dual Cement™等粘结材料。均已应用于口腔修复临床，取得满意的效果。这些粘结材料可用于粘结金属修复体，陶瓷修复体。

国内在 20 世纪末期开发出树脂粘结材料，如 GP、PR 口腔高分子粘结材料，以及配套处理剂等。

粘结材料经过许多学者们的努力和探索，取得了迅速的发展，为口腔修复的临床提供了优质的材料，造福于广大患者。

从粘结材料的发展可总结为：

1. *粘结材料*　从最早的无机材料发展为有机高分子、树脂材料。

2. *固化的方式*　从化学固化→紫外线固化→可见光固化→双重固化（化学固化与光固化结合）。

3. *牙齿的粘结*　从只能与牙釉质粘结发展到可与牙本质粘结。

4. *修复体粘结*　最初粘结材料只能与金属修复体粘结，发展到可与陶瓷修复体粘结。

为粘结材料在口腔固定修复中的应用创造了良好条件，为固定修复的发展起到了巨大的促进作用。

二、粘结技术的发展

新的粘结材料必须采用新的方法、手段，促使新的材料能有效的、牢固的使两种被粘的固体物质粘结在一起，形成整体，所以粘结技术也将随着粘结材料的发展而发展。

早在 1955 年 Buonocore 首先采用磷酸水溶液将牙釉质表面进行处理，然后用丙烯酸树脂与牙釉质粘结，结果发现粘结力大大提高。这就是后来一直被使用的酸蚀刻技术（acid-etching technique）。

20 世纪 60 年代，含 Bis-GMA 的室温化学固化粘结材料应用于口腔修复临床。当以 Bis-GMA 及其衍生物作基质的复合树脂，其中含的无机填料经硅烷处理后，增强了复合树脂的固化强度。使这种材料得到快速发展。

从上述资料可以看出，粘结材料与粘结的固体表面尚须通过一定的技术处理才能使粘结效果更理想。由于口腔环境，牙齿结构的特殊性，如牙釉质是无机物，含有大量的羟基磷灰石。牙釉质由釉柱构成，釉柱排列方向不同，对粘结强度有影响。牙本质主要由有机物和水组成，无机物少。因此牙齿各层结构是不同的。进行固定修复时必须制备牙体，使其形成一定的固位形，在口外制作完成修复体后粘结在牙制备体上。口腔环境是个动静结合的生态环境具有一定温度，且温度是变化的，有唾液、微生物和酶的作用，同时还有咀嚼压力等。要使口腔修复体的粘结获得理想的粘结效果，应考虑多方面因素，粘结技术即是其中重要因素之一。

经过许多年的研究和临床应用，粘结技术有了迅速的发展，将主要的粘结技术介绍如下。

1. *去除玷污层*　当牙体制备后，在制备体表面存留有机物及无机物疏松的结构，有时可能堵塞了牙本质小管，影响粘结材料与牙本质小管的渗透。

2. *表面粗化*　金属表面处理可用砂纸打磨粗化，也可采用喷砂法粗化。以增强两个界面接触面积，增强机械嵌合的粘结强度，这种方法操作简单，临床应用较多。

3. *热处理*　进行贵金属粘结时，先将金合金修复体在电炉内加热至 400℃，保温 10min，可使表面析出铜，形成氧化铜皱褶，增强粘结力。也可加热，使合金表面形成氧化膜，达到提高粘结强度的目的。

4. *酸蚀法*　早在 20 世纪 80 年代初期 Calamia 等提出瓷贴面与牙釉质粘结前，用氢氟酸（HF）酸蚀瓷粘结面的方法。该作者用 5% 氢氟酸处理瓷修复体，发现不同的 HF 处理时间所致的粘结强度不同。

Roulet 等对 Dicor Mirage、Dicor 及 Vitabloc 三种瓷的实验，证实酸蚀、喷砂、机械磨切等表面处理方法中，以酸蚀获得的粘结强度最高，而且持续时间最长。

除 HF 酸外，也可采用 30%～40%的磷酸。而现在临床上应用最多的还是 HF 酸。

5. 偶联剂　在口腔修复中，金属粘结面和瓷粘结面均可用偶联剂处理。偶联剂有有机硅烷类和含酸性基团的粘结性单体(4-META)。

May 等将钛表面用 110μm 氧化铝喷砂后涂硅烷偶联剂与聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)树脂粘结，比不涂硅烷偶联剂的粘结强度提高 60%～68%。硅烷偶联剂已广泛应用于增强金属及陶瓷修复体与复合树脂的粘结。如金属表面只需喷砂，陶瓷则不用酸蚀，直接使用偶联剂，即可获得满意的粘结效果。

Lacy、Appeldoorn 等指出瓷表面经喷砂后用 HF 酸处理，再用偶联剂获得的粘结强度是各组中的最高值。

随着新粘结材料的不断开发创新，新的粘结技术的改进和提高，将促进固定修复快速发展。借助粘结材料和高超的粘结技术，将使得大面积牙体缺损、牙冠畸形、异常的牙列缺损进行修复得以实现。

第二节　粘结材料及粘结机制

一、粘结材料应具备的条件

(一)对牙体组织无刺激

粘结材料是将修复体粘结于牙体上，使两者结合在一起。粘结材料介于修复体与牙体组织之间。用于粘结的材料，可能与牙釉质接触，如瓷贴面的粘结。也可能直接与牙本质接触，如固定修复体、嵌体、全冠、固定桥，这些修复体均是粘结于牙本质上。制备牙体时牙本质小管暴露，若粘结材料有毒或产生化学物质，如酸，则不仅对牙本质有刺激，还可能对牙髓、牙龈有刺激，造成不良后果，使修复失败。如磷酸锌粘结材料在凝固时和凝固后释放出游离磷酸，对牙髓、牙龈有刺激作用。1～2d 酸性减弱。但在 20 世纪 50 年代、60 年代口腔修复临床上只能用磷酸锌粘结材料，笔者曾用此材料粘结金合金固定桥，使用 30 余年至今仍完好。说明磷酸锌粘结材料性能可以达到要求。磷酸锌粘结材料最好用于无髓牙及固位好的修复体的粘结。

(二)粘结性强

粘结材料应具有良好的粘结性，使修复体粘结在口腔中能长期使用而不脱落。这是粘结材料必须具备的首要条件。

(三)具有适当的强度

修复体通过粘结材料粘结于口腔的基牙上，修复体发挥的功能，因修复体所在的牙位不同，发挥的功能也有差异，如前牙修复体的功能是切割、发音、语言；尖牙是撕裂，修复体受的张力较大；前磨牙及磨牙修复体主要的功能是咀嚼，将食物研碎后进行吞咽。因此粘结材料也要承受到各种咀嚼压力，所以粘结材料必须具有适当的拉伸强度及压缩强度，以满足上述各种功能的需要。

各种粘结材料的强度有所差异，但应能满足临床应用要求。

磷酸锌粘结材料：当粉液比为 1∶1 时，拉伸强度为 5～7MPa；压缩强度为 80～110MPa，足以承受咀嚼压力。磷酸锌粘结材料与牙釉质和牙本质粘结，其粘结强度分别为 2MPa 和 1.5MPa。

聚羧酸锌粘结材料：拉伸强度 8～12MPa，压缩强度为 55～85MPa。硬固后显示有弹性形变。与牙釉质的粘结强度为 3～10MPa；与牙本质粘结的粘结强度为 2～6MPa；与金合金粘结强度为 4.2～5.8MPa；与钴铬合金粘结强度为 3.2～6.7MPa。

玻璃离子粘结材料：压缩强度为 90～230MPa。与牙釉质粘结强度为 3.26～3.73MPa，与牙本质粘结强度为 2.42～2.47MPa。

树脂类粘结材料其粘结强度均超过上述几种粘结材料。

(四)体积稳定

粘结材料固化后聚合收缩、热膨胀系数、吸水膨胀应与被粘物体匹配。牙釉质的热膨胀系数为 12×10^{-6}/℃，牙本质膨胀系数为 8.3×10^{-6}/℃。而粘结材料的膨胀系数高于此值。如树脂玻璃离子粘结材料膨胀系数为 31.5×10^{-6}/℃。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

此外粘结材料的体积稳定性还受粘结材料固化型的影响，化学固化的复合树脂体积收缩大于光固化复合树脂。

粘结材料与牙体硬组织热膨胀系统之间的差异，将影响粘结材料与牙体之间的粘结强度，而且使修复体边缘出现微漏。

（五）性能稳定

粘结材料在口腔环境中不分解不溶解，具有稳定的理化性能，长期与牙体及修复体紧密连接。不与唾液、微生物、酶发生化学作用，以减少微漏。

磷酸锌粘结材料，在口腔酸性环境中可逐渐被溶解，使强度降低，体积发生改变。

聚羧酸锌材料在口腔也产生溶解，当粉液比为 1.5mg：1L 时，其溶解度小。

树脂类粘结材料为高分子聚合物，一般不溶于水，但固化不全和单体纯度不足时有微量溶出物。

（六）操作简便

粘结材料是每件固定修复体必须应用的材料，除此以外还用于其他的粘结，一个医师每天要制作许多修复体，为了提高工作效率，粘结材料在临床应用时，操作程序应简便快速、准确，才能获得最佳的修复效果。

对粘结材料来说除应具备上述条件外，还应具有抗微漏的性能，这将能更好地满足临床应用要求。

二、粘结材料

口腔粘结材料的组成分为两大类，一类以树脂为基础的粘结材料，包括复合树脂、偶联剂和有机粘结材料。这些材料均含有甲基丙烯酸酯类单体和引发体系，通过单体的聚合反应而固化。另一类是以水为基础的粘结材料，包括无机和有机粘结材料，均含有金属氧化物或盐，低分子酸或大分子酸，通过中和反应而固化。

树脂基粘结材料的组成：基质、黏性单体、填料、稀释剂、引发体系、化学固化体系、光引发体系、阻聚剂、助剂等。

（1）基质：基质是材料中的主要成分，其物质是二个或二个以上的不饱和双键甲基丙烯酸酯类黏稠性单体。现在广泛应用的基质是双酚 A 双甲基丙烯酸缩水甘油酯（Bis-GMA）。

（2）黏性单体：有 4-META（4-甲基丙烯酰氧乙基偏苯三酸酐）、磷酸双酯、磷酸单酯等。该类单体分子中含有能与牙齿中钙离子或胶原蛋白反应的活性基因，可增强粘结力。

（3）填料：填料的加入可提高粘结材料的强度，降低热膨胀系数和聚合热。填料最多用的是二氧化硅粉和玻璃粉。填料加入前需用硅烷类偶联剂液化处理，其目的使基质与填料牢固结合。常用的偶联剂是 γ-甲基丙烯酰氧丙基三甲氧基硅烷（KH-570）。填料粒度为 0.04～100μm，含量为 30%～85%。

（4）稀释剂：稀释剂是多甲基丙烯酸酯单体，其作用是减少基质单体的黏度和表面张力，利于粘结材料的浸润及铺展。稀释剂常用的是双甲基丙烯酸二缩三乙二醇酯（TEGDMA）。稀释剂能与基质单体发生交联反应，故又称为交联剂。

（5）引发体系：其作用是使液态粘结材料在口腔温度，短时间内聚合固化成固体。

（6）化学固化体系：由引发剂和促进剂组成，常用引发剂为过氧化苯甲酰（BPO），含量为单体重量的 1%左右。促进剂是 N，N-二甲基对甲苯胺（DMPT）和 N，N-二羟乙基对甲苯胺（DHPT），以及亚磺酸盐，如对甲苯亚磺酸钠（TSS）等。DMPT 含量为 0.4%～0.8%；DHPT 含量为 0.4%～3.9%；TSS 为 2%～4%。引发剂与促进剂混合后，在室温发生氧化还原反应，分解出活性自由基引发单体聚合。以 BPO/DHPT 最常使用。

（7）光引发体系：有可见光固化体系。该体系由 α-双酮类化合物与叔胺构成。双酮为樟脑醌（CQ），含量为单体重量的 0.2%～1.0%，叔胺为 DHPT。该引发体系在波长为 460～510nm 的可见光照射下，可迅速产生活性自由基引发单体聚合。

（8）阻聚剂：阻聚剂是防止单体材料在生产、运输和贮存中发生聚合。含量为单体量的 0.01%～0.05%。常用阻聚剂有 2，6-二叔丁基对甲苯酚（称 264 或 BHT）和对羟基苯甲醚（称 MEHQ）。

（9）助剂：调色剂如钛白、镉黄等。

以上介绍了口腔树脂粘结剂的一般组成。复合树脂均含有上述各成分。但偶联剂则不含无机

填料。光固化粘结材料由上述成分配制成单组分使用。化学固化粘结材料将上述组分配制成双组分，分别加入引发剂和促进剂。

水基粘结材料：水基粘结材料均由粉和酸溶液两组份构成，通过碱性的粉剂与酸性的液剂发生中和反应，形成不溶于水的物质和结构而固化。

粉剂：有氧化锌粉及二氧化硅粉，加入少许氧化铝、氧化镁，还有一种是玻璃粉，通常是将二氧化硅、氧化铝、氟化钠、氟化钙等成分混合后，经烧结冷却后再粉碎制成。

液剂：50%正磷酸水溶液，加入少量氧化锌和氧化铝；另一种是50%的聚丙烯酸水溶液。

近来在这类粘结材料中加入金属微粉以提高强度，或者采用光引发聚合的聚丙烯酸水溶液，改善材料操作性能。

(一)树脂粘结材料

最早的树脂粘结材料其粉剂含聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)和过氧化苯甲酰(BPO)；液剂含甲基丙烯酸甲酯(MMA)单体和二甲基苯胺。二者混合后由BPO与胺发生氧化还原反应，引发单体产生自由基聚合固化。其黏性差。色泽不稳定。

近年来经加入各种黏性单体，并改进引发体系，其性能获得改善。如用三正丁基硼(TBB)引发聚合的粘结材料减少变色。加入亲水基团和疏水基团的单体，以增加粘结性能。

以后相继有加入4-META，和甲基丙烯酰氧烷基芳基磷酸酯等黏性单体的粘结材料问世。

1. *磷酸双酯粘结材料* 国内高校(四川大学华西医学院)研制的含甲基丙烯酰氧乙基对甲苯基磷酸酯(缩写PDE)黏性单体粘结材料，称为PR固定修复粘结材料。

(1)组成：由粉液两部分组成。①粉：含PMMA微粉和适量DHPT，以及TSS。②液：为MMA单体，5%PDE和适量BPO。

(2)性能：含磷酸酯基团的PDE是产生粘结力的主要成分，可与牙齿中的Ca^{2+}形成络合键，以及较强的分子间作用力。这种作用也可发生在金属表面。具有好的色泽稳定性，但对牙髓有轻微刺激，粘结前牙面需经酸蚀处理，金属表面需喷砂。PR的粘结拉伸强度，与牙本质粘结强度为8.36MPa；牙釉质为8.47MPa；镍铬合金为14.20MPa；钴铬合金20.78MPa。

市售该粘结材料产品有Panavia™、ClearFil™、ABC-Dual Cement等。

(3)应用：用于嵌体、冠、固定桥的粘结。

2. *磷酸单酯粘结材料*

(1)组成：由粉液两部分组成。①粉：二氧化钛(已活化)，适量促进剂DHPT及TSS。②液：Bis-GMA加入5%的甲基丙烯酰氧癸基磷酸酯，适量引发剂BPO。

(2)性能：磷酸单酯基团可与牙齿中的Ca^{2+}形成稳定的络合物，可与胶原蛋白形成氢链。此外Bi-GMA也能与牙齿和修复体形成一定的分子间作用力。对牙用合金、陶瓷和牙体组织有良好的粘结性能。

这类产品以日本Panavia EX为代表。Panavia EX的拉伸粘结强度，与人牙本质(酸蚀)粘结强度为8.33MPa，与镍铬合金粘结强度为20～39.2MPa，与金合金为22.55MPa，与陶瓷为12.35MPa。

(3)应用：可用于嵌体、冠、桩冠、固定桥、陶瓷冠、瓷贴面粘结。

3. *含4-META粘结材料*

(1)组成：由粉液两部分构成。①粉：聚甲基丙烯酸甲酯，过氧化苯甲酰。②液：5%的4-META，MMA、芳香叔胺(N,N-二甲基对甲苯胺)，阻聚剂，也可改用三正丁基硼，如日本Super Bond C&B，以及用BPO和叔胺引发的粘结材料，如日本的Chemiace等。

(2)性能：化合物中含有强极性的酸酐基团，提高牙面的润湿性，使粘结材料向牙面的细微结构中渗透，并与牙齿和修复体产生较强的分子间作用力，可获得较高的粘结强度。

Super Bond C&B的拉伸粘结强度，与牙釉质为12.7MPa，与合金为29.4～39.2MPa。并与汞合金有较强粘结力。

该粘结材料耐磨性差，但色泽稳定。聚合时产生一定热量，有聚合体积收缩，其线收缩率为1%。聚合物内残留有3%～5%未聚合的游离单体。聚合热及游离单体对牙髓组织产生刺激，为该材料缺点。

(二)玻璃离子粘结材料

该粘结材料由玻璃粉与聚丙烯酸液体反应，生成含离子键的聚合体，因而称为玻璃离子粘结材料。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 组成　由粉液两部分构成。

(1)粉剂：由 SiO_2-Al_2O_3-CaF_2-$AlPO_4$-Na_3AlF_6 构成，其中 Al_2O_3/SiO_2 的比例为 1∶2 或更高，氟化物含量达 23%。近年来增加了钠含量减少氟的含量，其目的是获得半透明性和 X 射线阻射性，并避免氟过多症。

(2)液剂：最早是聚丙烯酸水溶液，含量为 50%。为获得良好操作性和固化性，加入 5% 的酒石酸。

2. 性能

(1)凝固性：两部分调和后，形成交联的网状结构，将未反应的玻璃粉结合在一起，由糊状变为凝胶固化。粉、液混合后 5min 左右凝固。凝固早期易吸收水分，可被溶解。而再进一步反应生成聚羧酸铝后，变成坚硬而不易溶解，这一过程约需 30min。在这一段时间内需在粘结剂表面涂布保护剂，防止水气的浸蚀。

(2)粘结性：玻璃离子粘结牙釉质拉伸强度为 4～6MPa，与牙本质粘结强度为 2～3MPa。粘结的边缘封闭好，优于其他粘结剂。

该粘结材料与陶瓷和贵金属难以形成化学结合。

(3)理化性：该材料色泽与天然牙相近。是热和电的不良导体。在人工唾液中有轻度溶解，溶解率为 0.3%。固化 24h 后，压缩强度为 170MPa，拉伸强度为 16MPa。固化后持续释放氟，在固化时和固化后，该粘结材料中溶出一定量的游离 H^+，造成对牙髓的刺激，并腐蚀粘结表面，在凝固过程中，溶出物的 pH 值<3，呈酸性。粘结嵌体时应先用氢氧化钙垫底。

(三)新型玻璃离子粘结材料

1. 光固化玻璃离子粘结材料(RMGIC)　该材料用树脂改性，由粉液组成，粉剂中加有光学活性硅酸铝盐玻璃粉；液剂中有甲基丙烯酸酯支链的聚羧酸、2-甲基丙烯酸羟乙酯、光敏剂及水。为双重固化。其表面抛光还不理想，但操作简单。

2. 玻璃离子复合体　又称聚酸改性复合树脂(PMRC)，是玻璃离子与复合树脂结合的新材料。由聚羧酸改性的二甲基丙烯酸酯和玻璃粉组成。其固化是聚合反应和酸碱反应。

其特点是玻璃颗粒被部分硅烷化，以利于与树脂基质的结合。

PMRC 临床应用时，最好与专门粘结处理剂配合使用，并进行牙表面处理，以提高其粘结效果。

目前，口腔修复临床上常用的 3M ESPE 玻璃离子粘结材料可用于粘结固定桥、冠及嵌体，以及桩等。但全瓷修复体不能用 3M 粘结，因其粘结力差。应用时应注意 3M 粘结材料不能直接用于近髓牙及露髓牙的粘结，以免对牙髓组织产生刺激，近髓处应用氢氧化钙处理，或改用其他粘结材料。

(四)聚羧酸锌粘结材料

1. 组成

(1)粉剂：氧化锌、氧化镁、氢氧化钙、氟化物、其他盐类等煅烧后研磨而成。

(2)液剂：30%～50%聚丙烯酸水溶液，或用丙烯酸共聚物水溶液。

2. 性能

(1)粘结性：能与牙齿和修复体形成机械嵌合，也可与牙齿表面-OH 形成氢键，与牙齿中 Ca^{2+} 产生络合反应。聚羧酸锌粘结材料与人牙釉质粘结强度为 3～10MPa，与牙本质粘结强度为 2～6MPa。

(2)凝固性：粉液调和后，碱性氧化锌与酸性聚丙烯酸产生中和反应形成交联网状凝固。

(3)理化性：调和后 5～8min 凝固。1d 后压缩强度为 80MPa，拉伸强度为 7MPa。在人工唾液中溶解率为 1.42%。在唾液中可释放出 F^-，有防龋作用。

该粘结材料在口腔中溶出的酸少，对牙髓及牙龈的刺激轻微，对暴露的牙髓会引起不同程度的炎症，在口腔修复临床上用于粘结时，应特别注意这一缺点。若制备体接近牙髓时，应选用其他粘结材料粘结修复体。

3. 应用　该粘结材料不宜用于𬌗力较大的修复体粘结，在应力作用下材料将发生逐渐变形。可用于一般的冠和嵌体的粘结。

国内外产品有：Poly-F、Boxyl、Durelon、Carbost 等。

以上介绍了口腔修复用粘结材料供同行们参考，各种材料尚有些不足，临床上应用应加以注意。近年来国外开发出不少树脂粘结材料，如 Calibra 双重固化树脂粘结材料(Dentsply Caulk,

U. S. A)，Lite-FilⅡ光固化树脂粘结材料(SHOFU，KYOTO，Japan)，Excite(vivaclent)等。

三、偶联剂

利用偶联剂的反应性基团与被粘物固体表面和基质形成化学键，使粘结材料与被粘物表面之间获得坚固的界面层。偶联剂的类型有许多种，常用的有硅烷及其衍生物等。

(一)硅烷偶联剂

这种偶联剂最早用作复合树脂中无机填料的表面处理剂，以增强填料与树脂基质的结合。硅烷偶联剂中以γ-甲基丙烯酰氧丙基三甲氧基硅烷(KH-570)的偶联效果最佳。近年来硅烷偶联剂已应用于牙科合金和陶瓷修复体的表面处理，可明显提高合金、陶瓷与复合树脂的粘结强度。硅烷偶联剂在临床上迅速得到广泛应用。但KH-570易发生水解与聚合、贮存时间短。

现硅烷偶联剂已广泛应用于口腔固定修复临床，粘结时可将KH-570的溶液涂布于金属、陶瓷表面进行粘结，不须再做喷砂处理。

硅烷偶联剂可用于树脂类粘结材料及复合树脂的粘结。

(二)含醛偶联剂

1. *组成* 由3%～5%戊二醛、30%～50%2-甲基丙烯酸羟乙酯(HEMA)的水溶液组成。使用时需与含化学引发体系或光敏剂的偶联剂联合使用，才能有效地与复合树脂结合。

该偶联剂新的组成是将上述组分中加入2%～5%的Bis-GMA、樟脑醌与水组成，在可见光照射下即可聚合固化、减少操作手续。

2. *性能* 戊二醛使牙本质表面发生交联，交联产物渗入HEMA产生对牙本质小管的封闭作用，减少小管中液体渗出量，再加上HEMA与交联产物产生的较强结合与复合树脂共聚，获得良好的粘结。如德国Gluma Bond。

该偶联剂对牙髓有轻微刺激，可用于牙本质缺损修复体的粘结。

(三)含磷酸酯偶联剂

该偶联剂主要含磷酸酯粘结性单体，有化学固化和可见光固化两种。含磷酸酯偶联剂在复合树脂与牙釉质的粘结强度为12～20MPa，与牙本质粘结强度为5～10MPa。对牙髓组织有轻微刺激，但随时间延长而减轻。其产品有Clearfil Bond。

四、粘结机制

粘结过程是个复杂的物理、化学作用的过程，粘结力的产生，不仅决定于粘结材料与被粘物体表面的结构、形态，而且与粘结过程中的技术工艺条件密切相关。研究了解粘结机制，其目的是了解粘结现象的本质，及粘结规律，以指导粘结材料的研究和临床上粘结技术的合理应用和不断改进。

(一)粘结力形成的必备条件

粘结力是粘结材料与被粘体之间，通过界面相互吸引产生的连接作用的力。

1. *粘结材料与被粘物体之间距离* 为了获得较高的粘结强度，粘结材料与被粘物体表面之间必须产生作用力，如物理吸附、化学吸附、扩散作用等。要产生这些作用力，要求并依赖于粘结材料与被粘体之间的距离。

粘结材料与被粘物体分子或原子间距离愈近，两者间的吸引力愈大，粘结愈稳定，粘结强度愈高。

粘结过程首先是液态粘结材料借助分子运动向被粘体表面扩散，逐渐接近被粘体表面。当粘结材料分子与被粘体表面分子间距离接近1nm时，次价力才开始起作用，随距离缩短而增至最强。当距离为0.1～0.2nm时，形成共价键。

2. *粘结材料应能润湿被粘体表面* 要求粘结材料必须具有良好的流动性和浸透性，可以浸入被粘物体表面。粘结液体在固体表面润湿程度，常以润湿接触角表示。润湿是粘结材料分子扩散至被粘体表面，并产生粘结作用。为获得良好的粘结效果，应设法增大被粘固体的表面能，并选用润湿程度适当的粘结材料。

(二)粘结力的种类

粘结力是在粘结材料和被粘体两个界面区内形成的，有以下几种粘结力。

1. *机械作用力* 当粘结材料渗入并充满被粘物体表面的微孔或凹凸不平部位时，固化后在界面区产生机械作用力，是一种摩擦力。机械作用不是产生粘结力的因素，而是增强粘结效果的方法。

2. *化学键力* 又称为主价键力，还包括共价

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

键、离子键和金属键等三种形式，存在于原子或离子之间。主价键有很高的键能，粘结材料与被粘体若能形成主价键连接，将能获得高的粘结强度。

化学键的形成与粘结材料和被粘体分子或离子间距离有密切关系，距离愈近，愈易形成化学键。

3. *分子间作用力* 又称为次价力，包括取向力、诱导力、色散力和氢键力。主要存在于分子之间。这种作用力较小，随分子间距离增大而逐渐减小。

4. *静电吸引力* 当金属与非金属材料紧密接触时，由于金属对电子的亲合力低，易失去电子，而非金属对电子的亲合力大，易得到电子，电子可从金属移向非金属，使界面两侧产生接触电势，形成双电层而产生静电吸引力。

除金属与非金属接触形成双电层外，所有具有电子供给体和电子接受体的两种物质接触时，均可产生界面静电吸引力。

以上四种粘结力中，只有分子间作用力普遍存在于所有的粘结体系中，其他作用力仅在特定条件下才能成为粘结力的来源。许多学者认为粘结作用是粘结材料与被粘物体分子界面区上相互吸附而产生的，它包括物理吸附和化学吸附，即粘结力是由分子间的相互作用力——次价力和原子间的相互作用力——主价力共同产生的。

第三节 陶瓷、金属与牙齿的粘结强度

目前，在口腔固定修复中用于制作修复体的材料主要是陶瓷和金属。国内、外学者们对陶瓷、金属与牙齿的粘结强度作了许多研究，但定量的较少，而定性的较多。科学研究应是实事求是的，21世纪是科学技术发达的时代，一切研究结果应该用数字来说明来证实，才有说服力。

一、陶瓷与牙齿的粘结强度

人体牙釉质的拉伸强度为12.84MPa，弯曲强度为9.81MPa，压缩强度为368.36MPa。固定修复体粘结于口腔牙体上的粘结强度应接近或超过牙釉质的上述强度，才能承担口腔日常的咀嚼压力，满足临床应用要求。

陶瓷的种类较多，各种陶瓷的组成，结构不尽相同，与牙齿的粘结强度也有差异。牙齿组织分为牙釉质与牙本质，牙釉质与牙本质的组织结构有各自的特点，其粘结强度也有差异。

（一）陶瓷的表面特性与粘结

1. *表面特性* 陶瓷表面特性受其化学组成、本体结构和贮存环境的影响。

（1）表面能：陶瓷表面和晶体及玻璃相同，是一种高能表面。陶瓷的表面能与组成陶瓷的离子的极化性有关。极化性是处于陶瓷表面的负离子（如 O^{2-} 离子），因受内侧正离子吸引，造成离子极化而成为偶极子。离子的极化性越强其表面能越低，反之则越高。同一种陶瓷晶体在不同的结晶面，其表面能有一定差异。

（2）表面结构：从微观看，陶瓷表面是很粗糙的，存在着无数凹谷、裂纹等，还有许多微孔。

（3）表面污染：新的陶瓷表面能高，在空气中吸附一层气体和污物结合于表面，这层吸附膜导致陶瓷表面能和表面活性降低，陶瓷表面的浸润性变差。

2. *粘结* 陶瓷粘结前应进行表面处理及粘结剂选择。

（1）表面处理：除去表面吸附物，暴露新鲜表面，表面能高，活性强，处理方法有打磨、溶剂脱脂、酸洗或碱洗。

（2）粘结剂选择：应根据陶瓷组成、结构和被粘体的性质，以及粘结物体的环境等来选择。陶瓷与陶瓷、陶瓷与金属或塑料的粘结，应用有机粘结剂。

（二）铸造陶瓷与牙齿的粘结强度

铸造陶瓷拉伸强度290MPa，压缩强度750MPa，弯曲强度220～300MPa，这些力学性能均超过了牙釉质。铸造陶瓷修复体是粘结于牙本质制备体上，可将陶瓷修复体看作天然牙的牙釉质。经临床调查发现，Dicor铸造陶瓷修复体的3年失败率前牙为3.5%，前磨牙为11.8%，磨牙为35%。后牙全冠7年内碎裂者达40%。而人天然牙的牙釉质与牙本质结合，是牙釉质突起伸向牙本质的凹陷内使二者紧密相连，当牙釉质上承受较大的殆力时，能够快速有效地将殆力传递和分散，因此，正常的牙齿可承受较大的殆力而不碎

裂。铸造陶瓷材料的力学性能虽较牙釉质高，但铸造陶瓷冠粘结于口腔基牙上，所受的𬌗力不易迅速传递分散，在陶瓷冠上产生应力集中，而导致冠碎裂。此外，牙釉质虽然其组成成分主要是无机物(占 96%)但还有少量的有机物与水，陶瓷则全部为无机物，故应研究如何增强陶瓷的韧性，克服其致命缺点——脆性。

陶瓷修复体在制作过程中形成的微裂纹、气孔等也可使粘结后强度降低，表面的裂纹也可成为陶瓷冠脆裂的原因。Thompson 等研究发现 Dicor 陶瓷冠碎裂均是由于冠组织面有裂纹。Campboll 报道 Dicor 铸造陶瓷由于瓷层内气孔和表面白色层的存在使陶瓷强度明显降低。Giordano 用四点弯曲实验测试 Dicor 陶瓷的弯曲强度，未去白色层时，弯曲强度为 71.48MPa，去除后强度增加到 107.78MPa。

铸造陶瓷在口腔环境中长期存在，受唾液、水的侵蚀，水进入陶瓷表面的微裂纹尖端，产生张应力使陶瓷强度降低，易折裂。同时，反复承受𬌗力，或冷热交替的应力，均可使强度下降，甚至造成陶瓷修复体失败。

提高陶瓷与牙齿的粘结强度，使陶瓷与牙本质紧密结合，对陶瓷修复体的成功起着重要作用。山畸博子等将铸造陶瓷 OCC(Olympus castable ceramics)做表面处理后，用 Super bond C&B 和 Panavia EX 粘结于 18-8 不锈钢上，做三点弯曲试验，测得 OCC 的弯曲强度为 682～728MPa，而 OCC 未粘结时用三点弯曲试验，其弯曲强度为 220～300MPa。可见铸造陶瓷可采用粘结性良好的粘结剂，提高其强度。对上述实验进行有限元分析，将未粘结的 OCC 加载荷时，应力集中在加载点的下方，引起 OCC 材料折裂；当 OCC 陶瓷与 18-8 不锈钢粘结在一起后，在 OCC 上面加载时，受到的应力传递到 18-8 不锈钢上，因而 OCC 不易折断，使强度增加。实验还证实将 OCC 与不锈钢粘结在一起，所能承受的极限载荷，不仅超过 OCC 单独能承受的载荷，也超过不锈钢单独能承受的载荷。由此提示我们：异种材料粘结在一起后，形成复合材料，可以发挥各自的优点，因此，在临床上可以用良好的粘结材料，使铸造陶瓷与牙体组织紧密地粘结在一起，以提高陶瓷的粘结强度，使陶瓷与基牙牙体完全成为一个整体，应力能均匀分布，𬌗力可快速传递而分散。

Rosenstiel 研究表明玻璃陶瓷表面涂布树脂粘结剂，瓷层的弯曲强度提高 30%，这是由于树脂粘结剂渗入陶瓷表面裂纹，并将裂纹封闭，形成水的屏障，防止水对陶瓷产生侵蚀作用，增强陶瓷的耐疲劳性，提高陶瓷修复体临床应用的时间。

赵云凤等(1997)将自制 Plat Ⅱ 铸造陶瓷用三种粘结剂与牙釉质、牙本质进行粘结，以考察其粘结强度。结果显示：Panavia 21 粘结强度最高，与牙釉质粘结拉伸强度为 10.92MPa，与牙本质拉伸粘结强度为 7.13MPa 说明陶瓷应选用树脂类如 Panavia 21 粘结，可获得好的效果。Plat Ⅱ 铸造陶瓷与牙釉质的拉伸强度为 10.92MPa，接近人牙釉质拉伸强度 12.84MPa。

(三)渗透陶瓷与牙齿的粘结强度

渗透陶瓷(In-ceram)是近年来新发展起来的陶瓷修复材料。采用粉浆涂塑技术成型。将纯度为 99.56%，粒径为 2～5μm 的 Al_2O_3 微粉，用专用液调拌成均质粉浆，涂于专用石膏代型表面，经烧结成型。再经玻璃渗透，形成渗透陶瓷。渗透陶瓷抗折强度为 236～600MPa。高于 Dicor 陶瓷 2～3 倍。最近 Vita 公司采用粉浆涂塑玻璃技术试制渗透锆瓷。

1995 年国内初步试制出 GI-I 型渗透陶瓷材料，并研究考察不同粘结剂，渗透陶瓷不同界面处理与牙本质的粘结强度。

1. 不同粘结剂对渗透陶瓷与牙本质的粘结强度

于海洋等(2001)选用 Cerec dual、Calibra、Super Bond S&B 和 Panavia 21 四种树脂粘结剂，前三种粘结剂的瓷面均用热学硅涂层处理，Panavia 21 组瓷面未经处理，将瓷面用上述四种粘结剂分别与牙本质粘结。粘结后经测试剪切强度，经冷热循环(5℃－55℃，6 000次)30d 进行剪切强度测试。测试结果显示 Panavia 21 剪切粘结强度最高，1d 为 16.01MPa，冷热循环 30d 为 15.63MPa，其次为 Super bond C&B，1d 为 15.06MPa，冷热循环 30d 为 14.96MPa。采用硅涂层的目的是增加陶瓷表面 SiO_2 含量，获得稳定粘结效果。

Panavia 21 树脂粘结剂，其单体为磷酸酯，磷酸酯可直接与渗透陶瓷表面的金属氧化物形成化

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

学结合，获得了渗透陶瓷与牙本质较高的粘结强度。Panavia 21 比 Panavia EX 粘结强度高，而且对牙髓刺激小。Panavia 21 是渗透陶瓷首选的粘结剂。

Super bond C&B 是一种 MMA/PMMA 类树脂粘结剂，其中含填料少、粘结剂弹性好，剪切强度高，也是较好的陶瓷粘结剂。

以上四种粘结剂粘结瓷与牙本质的剪切粘结破坏形式，95%为混合破坏，树脂粘结剂与陶瓷之间破坏为 5%，树脂粘结剂与牙本质未产生破坏。

2. 渗透陶瓷不同界面处理与牙本质的粘结强度　于海洋等将 GI-Ⅱ 渗透陶瓷牙面进行 HF 和硅烷、喷砂与硅烷、热学硅涂层与硅烷处理，采用 Calibra 粘结剂与牙本质进行粘结。结果显示：热学硅涂层与硅烷处理组剪切强度最高，为 12.92MPa，冷热循环 30d 强度为 11.14MPa；喷砂与硅烷组次之，剪切强度为 8.61MPa，冷热循环 30d 后剪切强度为 2.93MPa。

Calibra 粘结剂粘结渗透陶瓷与牙本质，初期与冷热循环后的粘结强度均较高，这是由于偶联剂与陶瓷表面的 SiO_2 形成稳定的硅氧烷 Si-O-Si 共价键，另一端与粘结树脂产生共聚形成化学键，获得较高的粘结强度。

破坏形式 77%为树脂与陶瓷间破坏。

以上研究说明渗透陶瓷表面改性（SiO_2 涂层），并配合偶联剂可以很好地提高渗透陶瓷粘结强度。

（四）切削陶瓷与牙齿的粘结强度

随着牙科 CAD/CAM 技术的发展和应用，CAD/CAM 机加工陶瓷也得到发展。最早应用的是 Dicor 陶瓷、长石瓷，如 Vita Mark Ⅱ，Dicor MGC 等。因其强度较低，以后发展为氧化铝玻璃复合陶瓷，氧化锆陶瓷等。这些陶瓷材料可用 CAD/CAM 加工全冠的底层，代替金瓷冠的金属底层，以获得美观的、生物相容性好的全瓷冠和全瓷固定桥修复体。玻璃渗透的氧化铝复合陶瓷其弯曲强度为 450MPa 以上，大大超过了牙釉质的弯曲强度。

1. VitaⅡ型陶瓷与牙齿的粘结强度　1997 年赵云凤等采用 Vita Cerec、Panavia 21、TF 粘结剂将 VitaⅡ型陶瓷与牙釉质，牙本质进行粘结，瓷面经喷砂、HF、硅烷处理，牙釉质经 37%磷酸处理，牙本质经 EDTA 处理。粘结后进行拉伸强度试验。

实验结果显示：VitaⅡ型切削陶瓷与其配套专用粘结剂 Vita Cerec 粘结剂（光化系固化型）的粘结拉伸强度最高，牙釉质为 8.91MPa，牙本质为 8.48MPa；VitaⅡ型切削陶瓷与 Panaiva21 粘结强度牙釉质为 7.48MPa，牙本质 5.26MPa，用 TF 粘结剂粘结强度极小。

提示：各种陶瓷因其组成结构不同，最好各种陶瓷应与其专用配套粘结剂粘结才能获得较理想的粘结强度。同时应根据陶瓷的组成结构和不同的牙体组织，采用针对性的界面处理方法，提高粘结强度。

2. MC 切削陶瓷与牙本质的粘结强度　MC 切削陶瓷（氧化铝玻璃渗透陶瓷），是国产切削陶瓷，可用 CAD/CAM 加工成底层冠及全冠。MC 切削陶瓷强度高，临床应用该陶瓷制作的磨牙全冠已应用 9 年左右，目前咀嚼功能好，牙周组织健康，仍在继续使用。

李明哲、赵云凤（2001）采用 Calibra（双重固化剂）、Lite-Fil（光固化）及 Vitremer（3M）粘结剂，将 MC 切削陶瓷与牙本质进行粘结。瓷面分别用喷砂（50μm，Al_2O_3）及喷砂与酸蚀（5%HF，50s）处理，牙本质经 EDTA 处理。粘结后进行剪切强度测试。

实验结果显示：瓷面喷砂组 Calibra 剪切强度为 15.36MPa，冷热循环1 000次为 7.92MPa；Lite-Fil 剪切强度为 9.11MPa，循环后为 3.52MPa；Vitremer 剪切强度最小为 6.06MPa，循环后 6.95MPa。而瓷面经喷砂与酸蚀处理组只有 Calibra 粘结强度下降为 13.75MPa，其余两种粘结剂与喷砂组粘结强度相近。

Calibra 为第五代牙本质粘结剂，与牙本质粘结强度较高。David 等认为树脂粘结剂与牙本质剪切粘结强度可达 17MPa，本实验中 Calibra 粘结 MC 切陶瓷强度为 15.36MPa 与之接近。Calibra 可用于 MC 切削陶瓷修复体的粘结。

Vitremer(3M)为树脂改良玻璃离子粘结剂，冷热循环后强度未发生降低，有学者研究认为长期在水中贮存不会影响树脂玻璃离子与牙本质的粘结强度。

氧化锆切削陶瓷已逐渐应用于临床，采用

CAD/CAM 制成底层或桥架，再饰瓷完成修复体。氧化锆陶瓷修复体可用 Panavia 21 粘结剂粘结。

3. *陶瓷界面处理的体积丧失* 李明哲、赵云凤等在做陶瓷粘结强度实验时，发现喷砂、酸蚀可使瓷表面粗糙，行成凹凸不平或微孔，是否会使陶瓷的体积丧失。因此对 Vita Ⅱ 型陶瓷、MC 切削陶（氧化铝渗透陶瓷）瓷面酸蚀、喷砂的体积丧失进行实验研究。

结果表明：Vita Ⅱ 型陶瓷酸蚀体积丧失 0.20mm^3，喷砂丧失 1.27mm^3，MC 切削陶瓷酸蚀体积丧失 0.07mm^3，喷砂丧失 0.15mm^3。两种陶瓷体积丧失有明显差异，Vita Ⅱ 型陶体积丧失较 MC 切削陶瓷的多，单位面积丧失量，Vita Ⅱ 型陶瓷为 MC 切削陶瓷的 5 倍。

Kerm 研究喷砂处理对 Empress 与 In-ceram 的体积变化，发现在相同条件下 Empress 体积丧失量为 In-cerm 的 36 倍，即为单位面积丧失的 18 倍。

陶瓷修复体经喷砂、酸蚀的体积丧失将严重影响修复体的适合性，尤其是边缘适合性，易产生微漏，最终导致修复失败。

提示：陶瓷修复体的界面处理方法应全面考虑，不能仅从提高粘结强度考虑，还必须考虑最终的修复效果，应全面周详地加以考虑。

二、金属与牙齿的粘结强度

(一)金属表面特性与粘结

1. *表面特性* 金属表面特性主要包括表面能、表面结构及污染。

(1)表面能：纯金属表面能较高，高分子粘结剂能很好地浸润金属表面。金属表面常被有机物或无机物污染，使纯金属表面能发生改变，如贵金属表面生成金属盐，金属氧化物。若污染物是低表面能物质，则金属表面能下降，浸润性欠佳。

(2)表面结构：纯金属表面致密，无孔隙。因金属有较高的还原性，易被空气中的氧氧化，故一般金属表面有氧化膜（结构疏松、有孔隙），粘结性差。

(3)表面污染：金属表面在形成氧化物时，还吸附水分子形成水膜，必须经高温处理才能去除。金属氧化层上存在羟基，以金属-OH 基结合出现。

2. *粘结* 金属粘结前应做表面处理及粘结剂选择。

(1)表面处理：处理是去除金属表面的疏松氧化层、油污及其他杂质，使表面形成新氧化层，使之有高的表面能、高活性、利于粘结。不同的金属表面处理方法不同。有喷砂、溶剂脱脂、酸蚀法、阳极氧化法等。

(2)粘结剂选择：金属强度高，修复体粘结后承受的应力大。金属粘结剂应选择有抗蠕变性好和粘结力强的材料。

(二)金属与牙齿的粘结强度

金属强度高，又具有弹性及延展性，长期以来用金属或合金制作的固定修复体在临床上深受患者欢迎。但因其颜色与天然牙色不一致，修复前牙影响美观，但修复后牙功能良好。

金属修复体的粘结多年来一直是采用磷酸锌粘结剂，因其对牙髓有刺激，后来改用聚羧酸锌及树脂玻璃离子粘结剂。

1. *一般金属与牙齿粘结强度* 为了提高金属与牙齿的粘结强度，学者们对金属界面的处理方法进行研究。提出机械处理、化学蚀刻、化学处理、偶联剂等方法。

(1)机械处理：有打磨、抛光、激光、喷砂等方法处理金属组织面，使用不同粒度氧化铝颗粒喷砂，可增加金属组织面的粗糙度，以提高粘结强度。Mukai 等认为对粘结前金属表面喷砂处理，不但能清除金属面的杂质，减少界面气泡，还可增加粘结剂液体对其表面的润湿性。

(2)蚀刻法：有化学蚀刻及电解蚀刻。化学蚀刻前先将金属表面喷砂、破坏金属层的致密结构，在升温的情况下加速晶体原子间的运动，使化学蚀刻剂中的强酸成分与合金中的某些成分发生氧化还原反应，从而使部分金属溶解游离成蜂窝状结构。电解蚀刻是利用合金中的电极电位的不同，而产生蚀刻。有学者研究比较两种蚀刻剪切粘结强度，发现电解蚀刻优于化学蚀刻。但 Atta 却测得相反的结果，认为化学蚀刻成本低，操作简便、危险性小，主张用化学蚀刻。

(3)偶联剂：偶联剂的使用可促进金属与树脂粘结剂之间的化学结合，临床操作简便。

常用的偶联剂有硅烷（KH-570），当镍铬合金表面用 KH-570 涂布后，可明显提高粘结强度。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

Fujishima 等在纯钛表面用有机硅烷处理，用树脂粘结剂粘结时，剪切强度超过 20MPa，这个实验结果为纯钛的临床应用开拓了广阔前景。

另一种硅烷偶联剂是热学硅涂层（silica coating）。这种方法是在金属表面喷砂后，高温下用有机硅在金属表面喷涂 SiO_x-C，然后再涂布有机硅烷，形成化学键连结硅酸盐与树脂高分子聚合键的作用。这种方法对贵金属及非贵金属均适用。上述化学键结合，使结合界面无裂缝，在口腔水环境中可有效防止裂纹扩展，并减少修复体边缘微漏的产生。

Tulunoglu 等用硅涂层法获得高的粘结强度，并发现断裂方式大部分为树脂内聚破坏，说明金属表面硅涂层法是有效方法。

2. *贵金属与牙齿的粘结强度* 贵金属具有铸造性能好、边缘密合度好、抗腐蚀性和生物相容性好、熔点适中、便于操作等优点。但在临床上贵金属修复体与牙齿组织粘结强度差，许多学者研究了金属的表面处理，发现贵金属合金表面很难形成氧化层，与树脂粘结较困难。

近年来贵金属表面处理技术逐渐得到发展，如表面离子处理、热处理、电镀锡、有机硅烷处理等。其中有些工艺设备昂贵，耗时多，暂时不适宜临床推广应用。

（1）热处理：热处理的目的是在贵金属表面形成一层氧化膜。将金合金修复体在电炉中加热至400℃保持 10min，能使其表面析出铜，形成氧化铜皱褶，以提高机械固位而增加粘结强度。但这层氧化膜在口腔环境中不稳定，效果不理想。Sagara 等在贵金属合金中加入 2%的贱金属镍、铟、铬、铜等，然后在空气中加热到 800℃保持 20min，冷却后用巯基乙酸酸液，再加热到 500℃ 保持 10min，尽管氧化铜在酸洗中被去除，但余留在合金表面的镍、铟、铬的氧化物层，大大增加了粘结强度。Eder 等观察到贵金属合金热处理后粘结界面的断裂类型为内聚破坏，认为热处理是一种有效的处理方法。

（2）喷砂：Vallitta 等比较了金合金表面的几种机械处理方法后，发现 Al_2O_3 喷砂处理能提高粘结强度，比用硅碳石、金钢砂圆钻表面打磨好。

Qgunyinka 比较了Ⅲ型金合金表面用氧化铝喷砂、镀锡、热处理三种不同方法处理后，经聚羧酸锌粘结剂的粘结强度。结果显示：氧化铝喷砂处理的贵金属粘结强度最好，锡镀的最差，热处理介于两者之间。

（3）硅涂层：首先在贵金属表面喷砂，高温下用有机硅在贵金属表面喷一层 SiO_x-C，然后再涂有机硅烷偶联剂，使贵金属与树脂粘结剂产生化学键结合，提高贵金属粘结强度。

综上所述金属合金的粘结研究了许多，不仅要提高金属合金界面的粘结性，而且还应考虑牙体表面的粘结性，这样才能将金属修复体牢固地粘结于基牙牙体上。

以上叙述的金属界面处理方法，应根据临床实际情况考虑，有些方法设备昂贵，操作复杂，难以在临床上应用。建议在临床上首先要做好基牙牙体的制备，在经济、简便操作的基础上努力提高金属合金、贵金属合金的粘结强度，以延长金属修复体的使用年限。

三、影响固定修复体粘结强度的因素

固定修复体粘结到基牙制备体上，其粘结强度涉及到修复体、粘结剂、牙体等三种物质，以及修复体组织面与粘结剂，粘结剂与牙体组织两个界面状态。粘结强度决定于粘结剂的内聚力和上述两个界面。

（一）修复体界面对粘结强度的影响

被粘物体表面与粘结剂之间，通过界面相互吸引产生连结作用的力，称为粘结力，粘结力愈大，粘结强度愈高。因此两个界面之间必须产生化学吸附，物理吸附作用力，粘结剂液体应能充分润湿修复体表面，这样粘结剂分子扩散到被粘物体表面产生粘结作用。

要达到上述目的修复体表面应经过适当的处理，才能提高粘结强度。

1. *修复体界面（组织面）的机械处理*

（1）喷砂处理：此种方法是常用的界面处理法。其目的是增加界面粗糙度，扩大粘结面，提高嵌合力。

采用氧化铝喷砂时，陶瓷表面呈现均匀的粗糙面，拉伸粘结强度提高 40%。当氧化铝颗粒为 20μm 时，剪切强度为 30%，用 50%μm 的氧化铝喷砂时，剪切强度提高 90%。用玻璃珠喷砂对陶瓷表面结构无明显影响，而玻璃珠喷砂可用于金

属修复体，因金属硬度低于氧化铝。

有学者报道粗粒度的氧化铝对氧化铝陶瓷进行喷砂，会使剪切强度下降。是否为定论，尚需进一步研究。

喷砂的砂粒直径和喷砂压力应根据所喷物质的性能和要求，以及粘结剂的种类来确定，才能达到提高粘结强度的目的。

(2)酸蚀处理：对于陶瓷修复体来说多选用酸蚀法进行表面处理。关于陶瓷选用何种蚀刻剂，学者们作了许多研究，曾用 H_3PO_4、HCl、HF、NaOH 等进行实验。认为对陶瓷的化学蚀刻，最好使用含 HF 的酸蚀剂。根据析出物分析，F^- 能与陶瓷中的 K^+、Ca^{2+} 等阳离子结合，使瓷面粗糙形成孔隙。含 HF 的酸蚀剂，可侵蚀玻璃陶瓷，留下圆柱状结晶体，有利于粘结。不同种类的陶瓷对 HF 的敏感性不同，Plat 陶瓷用 4% HF 酸蚀 1～2min 时，表面稍粗糙，有少数孔隙，拉伸强度增加；酸蚀 5min，孔隙较大，粘结强度明显增加。MC 切削陶瓷(玻璃渗透氧化铝)采用 5% HF 酸酸蚀 150s 后，用 Calibra 树脂粘结剂粘结，其剪切粘结强度为 13.75MPa。

当用氢氟酸酸蚀 OCC 铸造陶瓷时，5% HF 酸蚀 15s 粘结强度最大。当酸蚀浓度增大，酸蚀时间延长，陶瓷表明变粗糙、粘结强度下降。因此，应根据陶瓷的结构特性，选择适当的酸蚀浓度和时间。掌握最佳的酸蚀处理时间和浓度。

2. *修复体界面的硅烷处理* 硅烷是工业上玻璃纤维和树脂的偶联剂，并可作无机填料的表面处理剂。在牙科领域最先是用作复合树脂无机填料的表面处理剂，近年来其在口腔领域的应用范围逐渐扩大。

在特定的氧化条件下，硅烷与玻璃陶瓷表层的氢氧基(-OH)发生硅醇缩合反应形成硅氧烷(Si-O-Si)具有化学稳定性。

硅烷偶联剂易与二氧化硅、氧化铝以及以 Si 为主要成分的玻璃结合形成稳定的硅氧烷，硅烷的另一端有机功能团与有机质(树脂)结合，这样将陶瓷与树脂粘结剂紧密地结合在一起。

陶瓷与树脂粘结剂粘结时，陶瓷表面用硅烷处理，可提高粘结力。日本 OCC 铸造陶瓷采用 Porcelite Dual cure Cement 粘结时，陶瓷未用硅烷处理的剪切强度在 0.8MPa 以下；经硅烷处理的剪切粘结强度提高到 15.68MPa。Plat 铸造陶瓷经硅烷处理后，用 Panavia EX 粘结，拉伸粘结强度为 30.42MPa。Dicor 铸造陶瓷用 Dicor LA Cement 粘结时，经硅烷处理后，其剪切粘结强度几乎增加 1 倍。热循环实验及长期水保存实验表明，经硅烷处理的 Dicor 陶瓷，经6 000次 10℃－50℃热循环及 37℃保存 1 年后，其剪切强度几乎无改变。而未经硅烷处理者，热循环后剪切强度由 14.6MPa 减小至 8MPa，水保持 1 年后，则由 14.6MPa，减到 4.3～8.1MPa。

当使用某些与陶瓷粘结性好的粘结剂时，硅烷处理效果不明显，如用 Super Bond C&B 粘结 OCC 铸造陶瓷时，用硅烷处理陶瓷表面，虽可提高粘结强度，但与未用硅烷处理者，无显著性差异。

硅烷的处理效果，受硅烷种类和粘结剂的影响。形成商品的硅烷偶联剂种类较多，均可提高陶瓷的粘结强度，但提高程度有所不同。

硅烷偶联剂常用的是化学凝固型硅烷偶联剂，临床应用方便，只须在陶瓷组织面涂布一层，操作简便。另一种是热凝固型硅烷偶联剂，需要特殊设备(热化学喷硅机)将硅喷涂在陶瓷表面，但设备昂贵，使其应用受到限制。

硅烷偶联剂可用于陶瓷及金属修复体，均可提高其粘结强度。

修复体的界面处理方法主要是以上几种，它们均可以不同程度地提高粘结强度。应根据修复体的材料、修复类型，所用粘结剂来确定界面处理方法。

(二)牙体组织界面对粘结强度的影响

修复体是粘结于牙体组织上，才能发挥其应有的功能。粘结强度与牙体组织的物理化学结构有密切关系。为了获得有效的粘结强度，牙体应具备一定的能量，高反应活性，适当的粗糙度，以及清洁的表面。

由于固体表面具有吸附性，牙体表面吸附许多杂质、油污和水。油脂的表面张力低于粘结剂的表面张力，更易润湿粘结体，生成不易去除的吸附层。杂质的存在降低了粘结体的表面能，粘结剂难以对牙面形成良好的润湿。因此，牙体表面处理的好坏，直接关系到粘结强度的大小。

1. *牙釉质界面对粘结强度影响*

(1)机械处理：当修复体粘结于牙釉质上时，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

有些主张磨去一层釉质表面，因釉质表面有一层无釉柱区，钙化程度高，厚度为 2.5μm，影响酸蚀效果，不利于粘结剂渗入到釉柱中。

(2)酸蚀：酸蚀除了能粗糙牙面，使粘结剂渗入到牙面的细微结构中外，另一方面是增加牙齿的表面能及粘结润湿效果。牙体所含的羟基磷灰石在酸作用下部分溶解，吸附于牙面的各种牙菌斑、牙垢及食物残渣也被除去，露出新鲜牙质。酸蚀脱钙的牙面形成羟基膜或氨基膜，呈现出活性，有利于牙面同粘结剂的化学结合。

牙釉质的酸蚀剂，学者们作了许多研究，考察了磷酸、乳酸、柠檬酸、酒石酸、乙二胺四乙酸等各种酸蚀剂的酸蚀效果。实验结果显示：磷酸溶液对牙釉质表面的溶解好而均匀，粘结剂在其表面能形成较强的机械固位，获得良好的粘结强度。

为了形成与牙釉质的粘结，要求酸蚀的牙面有适当的溶解深度。深度小，表面脱钙不足，难以完全去除污染层；深度太大，则表面脱钙过度，表面粗糙度反而减小。经实验研究，采用 30%～50%的磷酸处理牙釉质表面 1min 较为适宜。但磷酸具有较强的酸性，对牙髓有潜在的危害，并使牙本质胶原发生变性，不适宜用于牙本质酸蚀。特别是对于能与牙本质有机成分形成化学结合的粘结剂，采用磷酸酸蚀会降低粘结强度。

2. *牙本质界面对粘结强度的影响* 牙本质含有较多的有机成分和水分，并有与牙髓相通的牙本质小管，以及牙本质小管中的外渗透出的液体。同时牙体切削制备后，牙本质表面覆盖有复合层，导致牙本质表面处理的困难。

牙本质的结构特殊性，酸蚀时只能采用温和的酸蚀剂。常用的有 EDTA(乙二胺四乙酸二钠)，EDTA 的 pH 接近中性，不会刺激牙髓，也不会使牙本质中的有机质变性。当用 EDTA 处理牙面时，EDTA 可以与牙体质表面的 Ca^{2+} 螯合形成不溶于水的螯合物，而引起表面脱钙和产生清洁表面的作用，同时在管间牙本质中暴露出更多的新鲜胶原纤维，有利于与粘结剂的结合。当用 EDTA 溶液处理牙本质表面 1min，再用能与牙本质有机成分作用的 Gluma 粘结剂时，可取得良好的粘结效果。

20 世纪 80 年代以来，中林等研究了含三氯化铁和柠檬酸的混合液对 4-META 粘结剂与牙本质粘结强度的影响。当处理剂中氯化铁含量增加时，粘结强度增加，以含 10%柠檬酸和 3%的三氯化铁的处理剂(10-3)的粘结强度具有最佳效果。这表明酸蚀牙本质的过程中三氯化铁起了重要作用。

对于能与牙本质中有机成分结合的粘结剂，牙本质胶原的结构对粘结具有极其重要的作用，所以必须保护牙本质胶原。10-3 溶液不会使牙本质胶原变性，又对牙本质胶原起到稳定作用。Fe^{3+} 与牙本质胶原结合，不仅保护胶原，而且使胶原内的亲水和疏水区暴露，有利于粘结剂渗入到牙本质胶原之间，增进树脂与牙本质的结合，促使渗入胶原间的树脂发生聚合，提高了粘结强度。

采用 Super Bond C&B 粘结用 10-3 溶液处理牙本质 30s，粘结强度提高到 17.5MPa。而用磷酸或柠檬酸处理牙本质表面，其粘结强度仅为 6.18MPa。前者用 10-3 溶液处理牙本质，其中 Fe^{3+} 保护了牙本质中的胶原结构，促进了粘结剂与牙本质的结合，因而提高了粘结强度。

(三)粘结剂对修复体粘结强度的影响

粘结剂是连接修复体与牙体的中间介质，对修复效果和粘结强度有重要影响。粘结剂的组成性能不同，其粘结强度也有差异。目前，临床上应用的粘结剂中，有些粘结剂与被粘体只能形成机械性嵌合与锁结，粘结强度较低；有些粘结剂可与被粘体产生化学性结合，可获得较高的粘结强度。此外，粘结剂的热膨胀系数应与被粘体接近，而当前的粘结剂其热膨胀系数均大于陶瓷和牙体组织的热膨胀系数。常由于温度的变化引起体积变化的差异，这样将在粘结界面产生内应力。而且粘结剂由液态转化为固态时，产生体积收缩。长期使用后粘结剂降解引起体积变化，产生内应力影响粘结强度。

粘结剂的分子量、分子结构、临床应用调拌时的温度、粉液比例对粘结剂的流动性均有影响。流动性差的粘结剂，对粘结体的润湿性差，难以渗入到粘结体的细微结构中，影响机械锁结和化学结合，从而影响粘结强度。

粘结剂的厚度对粘结强度也有影响。粘强剂固化收缩越大，粘结强度越小。粘结剂的厚度增加时，粘结强度下降。而且粘结剂越厚，固化收缩越大。Chana 等比较了粘结剂厚度，当粘结剂厚

度超过 50～100μm 时，拉伸粘结强度下降。粘结厚度应小于 50μm 为宜。

建议选用具有良好流动性、渗透性、表面张力适当的有粘结性的粘结剂，粘结固定修复体。

有粘结性粘结剂　这类粘结剂主要有 Super bond C&B 和 Panavia EX。

(1)Super bond C&B：这类粘结剂粉剂为 PMMA(聚甲基丙烯酸甲酯)，液体为 MMA(甲基丙烯酸酯)和 5%的 4-META(4-甲基丙烯酰氧乙基偏苯三酸酐)，以及适量的 TBB(三丁基硼)。粉液调和后产生游离的 TBB，在空气中形成活性自由基引发 MMA 聚合。MMA-TBB 与润湿牙本质和牙釉质中的胶原蛋白的多肽键产生接枝共聚反应，在粘结面形成化学结合。牙本质中的胶原蛋白多于牙釉质，故与牙本质的粘结力大于牙釉质的粘结力。Super bond 与 OCC 铸造陶瓷粘结拉伸强度为 22.45MPa，而且陶瓷表面未经处理。其粘结机制是 Super bond 中的 4-META 的亲水基可能与陶瓷表面的-OH 结合，因此获得较高的粘结强度。但应注意该粘结剂中含的 MMA-4META 的吸水量比较多，粘结界面水浸入后粘结强度易降低。且其热膨胀系数大，操作中易引起温度变化，使粘结面产生应力影响粘结强度。

(2)PanaviaEX：该粘结剂由磷酸单酯和甲基丙烯酸甲酯及无机填料组成。粉剂内含有大量经过表面活化处理的无机填料，液剂由 Bis-GMA 和粘结性单体磷酸单酯组成。磷酸单酯可与牙体中的 Ca^{2+} 形成络合物，与胶原蛋白形成氢键产生粘结力，对牙体有较强的粘结性，对牙釉质的粘结力大于牙本质的粘结力。Panavia EX 对陶瓷有良好的粘结性。与未经表面处理的铸造陶瓷粘结强度为 15MPa，低于 Super bond。

Panavia EX 与陶瓷粘结是通过磷磷酸酯亲水基与陶瓷表面的 OH 结合，其粘结机制与 Super bond 粘结相似。Panavia EX 中的无机填料影响粘结单体与陶瓷表面亲水性成分的接触，因而与陶瓷的粘结力小于 Super bond。但将陶瓷表面喷砂及有机硅烷处理，可提高陶瓷与 Panavia EX 的粘结强度。

虽然 Panavia EX 粘结强度高，有良好的耐水稳定性，但对牙髓有轻微刺激，并有厌氧硬化特点，受界面水分影响而妨碍其硬化。故使用该粘结剂时，要使粘结面充分干燥，粘结后凝固时，需要完全隔绝氧气。

由于粘结剂存在上述缺点及问题，给临床使用操作带来不便。此后研制出新型粘结剂 Panavia 21，减少了对牙髓的刺激，与牙釉质粘结强度是 Panavia EX 的 1.5 倍，与陶瓷的粘结强度为 38MPa，与牙本质的粘结强度是 Super bond 的 2.3 倍。

Panavia 21 粘结剂可将陶瓷与牙体组织有机地连接在一起，形成一个整体，增加了陶瓷的生物强度，减小陶瓷的脆性。该粘结剂已广泛应用于口腔固定修复临床。该粘结剂不仅可粘结陶瓷，还可粘结金属合金，也可获得较高的粘结强度。

第四节　粘结技术

固定修复体制作完成后，首先在代型上修整外形，然后再戴入患者口中试戴。检查其外形、触点、咬合面，若为全瓷修复体、金瓷修复体，还应着重检查其颜色与天然邻牙是否协调一致，患者是否满意。应修整、调𬌗至完全达到满意后，才能进行粘结。粘结是修复过程中非常重要的环节，如果粘结不成功，可能会使整个修复体失败。

陶瓷修复体因其具有脆性，在代型上或口内基牙制备体上试戴时，仔细检查其就位情况，修复体与牙体有早接触点。在触点过紧影响修复体就位时，要适当调整，不可强行就位。修复体组织面的早接触点，可用咬合纸，或印模材料检查，邻面接触点可用薄的咬合纸检查，根据检查结果进行调整，使陶瓷修复体完全就位。就位时应用指压法，不可锤击。最后检查𬌗关系及冠龈缘长度，调整前伸𬌗、侧向𬌗、正中𬌗，至达到要求为止。瓷冠的龈缘应与牙体密合，并止于龈缘，不压迫颈缘组织，冠的颈缘应从唇舌侧斜向牙体，使其更贴合和美观。最后将冠打磨除光或上釉完成。

一、粘结剂的选择

在修复体粘结之前，首先应根据修复体所用材料，以及材料种类、修复体类型、修复体固位力的大小，以及修复牙的部位是前牙、后牙等情况选

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

择适宜的粘结剂。若为前牙，又是全瓷修复体还应认真考虑粘结剂的颜色是否会影响修复效果；若为后牙因功能大，咀嚼力强，应选择粘结强度高、硬度好的粘结剂。

如为固位力好的全冠、嵌体修复体，粘结剂选择范围较大，如为瓷贴面则必须选择粘结力强，颜色与瓷贴面颜色相近的粘结剂。有些粘结剂可提供数种颜色供选配，也有起遮色作用的粘结剂可供选择。如粘结多个前牙贴面、多个全冠，或多单位固定桥，应选用有充分操作时间的粘结剂。

现在有些陶瓷材料专门有配套粘结剂，其粘结强度较高，如 Dicor 铸造陶瓷，有配套粘结产品 Dicor Light Activated Cement，为化学固化复合树脂粘结剂；Vita Ⅱ型切削陶瓷有专门配套粘结剂 Vita cerec dual 树脂粘结剂，为光化学固化粘结剂。

这些与陶瓷材料配套的粘结剂是根据陶瓷的组成结构专门研制而成的，与专门配套陶瓷修复体粘结其粘结强度高。但也可将这些粘结剂与其他陶瓷粘结。如 Vita Cerec dual 粘结剂与 Vita Ⅱ型陶瓷粘结时，拉伸强度牙本质为 8.48MPa，牙釉质为 8.91MPa，粘结的瓷面是经硅烷处理的；而与 GI-Ⅱ 渗透陶瓷与牙本质粘结时，剪切强度为 13.40MPa，粘结瓷面是用热学硅涂层处理。

粘结剂还因其组成、结构不同，其固化方式也不同，有化学固化，可见光固化，以及光化学固化等。化学固化粘结剂操作较简单，不需要特殊设备，如光固化仪器等。Vita Cerec dual 粘结剂可用于粘结全瓷冠、桥及金瓷修复体。一般修复体厚度超过 3mm 时，采用可见光固化粘结剂，光固化不全，影响粘结强度，如瓷嵌体因窝洞深、嵌体较厚，建议选用光化学固化粘结剂，或化学固化粘结剂。

二、修复体的处理

(一)陶瓷修复体处理

陶瓷修复体在患者口内试戴达到要求后，开始进行修复体组织面处理。

1. *喷砂* 喷砂时应根据陶瓷的强度，选择适当的氧化铝粒度、压力和时间。有选用直径 50～110μm 的砂粒，压力为 0.25MPa，距离 10mm，时间 10s。以上数据仅供参考。除考虑陶瓷的强度外，还应注意修复体的大小、厚度加以灵活掌握。

喷砂时注意保护修复体的磨光面和边缘。喷砂后用蒸馏水超声清洗，并干燥。

2. *酸蚀* 喷砂完成后再酸蚀。一般选用氢氟酸，其浓度不同，有 5%、10%、15%，酸蚀时间根据陶瓷的种类和酸蚀剂的浓度、成分确定。时间一般为 10s、50s、60s 不等。

3. *硅烷处理* 硅烷使用操作方法按生产厂家使用说明进行。

(二)金属修复体处理

金属组织面处理不当，影响粘结强度，其粘结破坏大部分发生在金属与粘结剂之间的界面，说明金属修复体组织面处理的重要性。对金属表面处理主要希望获得清洁的表面，清洁的金属表面才有较高的表面能，才能提高粘结强度。

1. *喷砂* 其目的是去除金属表面污物，同时在金属表面形成微孔，增加机械嵌合力。金属表面喷砂以小粒度(50μm)氧化铝，300～500kPa 压力和 5mm 以内距离为宜，时间 15s。喷砂后进行清洗、干燥。

2. *化学氧化* 又称化学蚀刻。

(1)简易法：金属放在超声波清洗槽中，在其空化作用下去除金属表面污物，同时金属表面也被水中溶解的氧氧化，形成一层致密的氧化膜。适用于钴铬合金。

(2)酸性氧化法：此法应用最多，是将金属浸泡于浓硝酸、浓硫酸中 5～15min，然后取出水洗、干燥。这样可去除金属表面疏松氧化层，暴露出致密氧化层。镍铬合金适宜此法处理。

3. *硅涂层* 又称热学硅涂层。采用丙烷-氧气焰使涂布于金属表面的硅烷产生热分解，在金属表面沉积约 100μm 厚致密地硅化层(SiO_x-C)，然后再涂布硅烷偶联剂(KH-570)。提高金属与树脂的粘结强度。修复体处理完成后放在消毒、清洁的器皿内供粘结用。

三、牙体组织处理

牙体组织与口腔固定修复体密切相关的是牙釉质和牙本质。

(一)牙釉质表面处理

粘结剂与牙釉质的粘结主要是物理吸附与化学结合。修复体在粘结前，牙釉质是进行了切削

的，其表面的污染物不易获得湿润，为了获得对牙釉质的良好粘结，必须进行表面处理，提高表面能。也可用丙酮去除牙釉质表面的污物。

(1)酸蚀：可用 37%磷酸在牙釉质表面进行酸蚀处理，时间 30s 或 60s，酸蚀后用蒸馏水冲洗，干燥。

牙釉质的酸蚀主要是溶解脱钙，脱钙的深度为 10～40μm，仅为牙釉质厚度的 1/100～1/30，不会产生破坏，而且脱钙区在 1 个月内可以再矿化。

酸蚀可去除表面的牙菌斑，暴露出新鲜牙面，处理后的牙面上部分羟基和氨基可产生定向排列，使表面呈现出极性，有利于粘结剂的润湿和渗透，从而增加粘结强度。

(2)超声波处理：采用频率大于 20kHz 的超声波处理牙釉质表面，通过高频振动或空化作用，使牙面黏附的污染物脱落，起到清洁牙面的作用。但此法效果差，目前很少用，只作为辅助手段。

(二)牙本质表面处理

进行固定修复时，当修复体设计方案确定后，修复体制作的第一个程序是牙体制备，一般固定修复体，除瓷贴面制备牙釉质，而不涉及牙本质外，嵌体、冠、固定桥等修复体的牙体制备，均要暴露出牙本质。因此牙本质的表面处理至关重要。

(1)酸蚀：只能用酸性较弱的酸。酸性强将会使牙本质的胶原蛋白空间结构发生改变，反应性基团的活性降低，而影响粘结剂与牙本质中有机成分的有效结合。故酸蚀法在固定修复粘结中应用极少。

(2)EDTA 处理：常用 0.5mol/L EDTA(乙二胺四乙酸二钠)，pH 值为 7.4 的水溶液，做牙本质表面处理。

EDTA 是种广谱螯合剂，可与许多金属离子形成稳定的螯合物，可与牙本质表面的 Ca^{2+} 形成螯合物。EDTA 处理牙本质表面后，可见表面清洁、轻度脱钙、牙本质小管口呈不规则开放状，显示出牙本质表面能提高。处理时间为 60s。

这种 EDTA 牙本质处理剂的特点是中性液体，处理牙本质后，不会刺激牙髓，不会使牙本质的胶原蛋白变性，可增加粘结强度。

(3)10-3 溶液处理：10-3 溶液是 10%柠檬酸与 3%三氯化铁混合液。处理牙本质的时间为 30s，处理时间过长将引起过度脱钙。

牙本质的表面处理方法较多，应根据不同的修复材料、修复体类型和不同的粘结剂加以适当选择。

(三)根管牙本质的处理

根管在口腔内经制备后，唾液、龈沟液、血液、油质、制备时的碎屑等，均可能污染根管壁牙本质表面，形成玷污层，妨碍粘结剂与根管壁的牙本质表面紧密结合。可采用 5.25%氯酸钠(抗菌剂)加 6%枸橼酸或 EDTA 等冲洗剂去除污层。

Morris 等的研究结果显示，5%次氯酸钠可降低树脂粘结剂和根管壁表面的粘结强度，若与 10%抗坏血酸(PH_4)联合使用，可消除这一影响。Burns 等用 17%EDTA 冲洗根管不能明显提高桩的固位力，采用 15%EDTA 可明显提高粘结强度，效果最好。

研究表明含丁香油的根管封闭剂降低了树脂粘结剂的粘结强度，但用乙醇冲洗根管，或用 37%磷酸酸蚀根管，可有效提高粘结强度。

四、粘　　结

(一)固定修复体粘结

将选择好的粘结剂生产厂家说明书仔细阅读，按照使用说明要求，认真进行临床操作。使用光固化或光化学固化粘结剂，医师应掌握光照时间，并按粘结程序涂布好牙面上的粘结剂、偶联剂。牙面处理和修复体处理均完成后，将修复体按照唇、颊面方位，正确就位，待冠、桥全面就位后，用指压、咬棉球或小木锤轻击就位，视修复体所用材料而定。锤击时至敲起实响，修复体边缘止于牙颈部为止。医生动作应迅速而准确，防止粘结剂固化后，修复体无法完全就位。待修复体完全就位后，再行光固化。

粘结后，应尽早去除多余粘结剂，因粘结剂种类不同，有些需在固化后去除，有些需在尚完全固化前去除，应分别对待。多余的粘结剂应去除干净，邻间隙内，龈缘处等必须彻底清除，以免遗留于龈沟内刺激牙龈。

当使用 Panavia EX 粘结剂粘结时，应注意隔断氧气，以免影响粘结剂的充分凝固。使用光固化树脂粘结剂时，应从修复体的唇(颊)、舌、近中、远中、龈面等各方位进行照射，以免光照不全影响

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

固化。

(二)桩的粘结

桩的粘结是固定修复中经常需要做的工作，但如何使桩粘结的更牢固，粘结方法也是非常重要的环节。

Fakiha 等采用磷酸锌粘结剂粘结铸造金属桩，分别用四种方法粘结，测试各方法的固位力。①粘结剂只放于桩上；②螺旋针将粘结剂引入根管内，桩上放粘结剂；③粘结剂注射入根管内，桩上放粘结剂；④粘结剂注入根管内，螺旋针将粘结剂引入桩上。其结果显示第 4 种方法固位力最大，而第 1 种固位力最差。

作者认为在临床上要提高桩的粘结强度，粘结技术当然很重要，认为第三、四两种效果应是好的，粘结桩时桩上必须全部涂满粘结剂，而且根管内也要注满粘结剂，这样当桩插入根管内时，通过挤压使粘结剂充满根管与根管表面紧密结合，同时桩上也浸透了粘结剂，因而提高了粘结强度，这个方法是临床比较常用的。除了桩的粘结技术外，粘结剂的选择也很重要，在临床上常出现桩冠脱落，但冠完整，经调改、清理根管后，改用树脂粘结剂，则效果好，这个桩修复体又可再用很多年。

(李　勇　赵云凤)

参 考 文 献

1 陈治清，管利民．口腔粘接学．北京：北京医科大学，中国协和医科大学联合出版社，1992：11－21，36－38，59－87，106－114

2 陈治清．口腔生物材料学．北京：化学工业出版社，2004：266－291

3 徐君伍．口腔修复理论与实践．北京：人民卫生出版社，1999：363－374，307

4 马轩祥．口腔修复学．第 5 版．北京：人民卫生出版社，2003：400－408

5 文永斌，李晓智，艾　彦，等．酸蚀时间对牙釉质粘结剂剪切强度影响的研究．临床口腔医学杂志，2006，22(2)：112－114

6 王　飒，黄　翠，郑铁丽，等．不同类型牙本质与全酸蚀和自酸蚀粘接系统粘结强度的比较．武汉大学学报医学版，2005，26(5)：605－608

7 李　莹．表面处理提高与树脂粘接强度的研究进展．国外医学口腔医学分册，2005，32(3)：224－226

8 杨利君，张　敏．全瓷粘接剂对牙本质的粘接抗剪强度考察．重庆医学，2005，34(3)：345－347

9 费　健．牙科陶瓷树脂粘接研究进展．国外医学生物医学工程分册，2005，28(1)：30－32

10 王尊一，卫　彦，胡晓阳，等．不同合金烤瓷基底冠与树脂修复材料粘接强度的对比实验．现代口腔医学杂志，2005，19(3)：312－313

11 姚寒曦，郑元俐．贵金属修复体与牙体粘接强度的研究进展．上海第二医科大学学报，2004，24(9)：779－781

12 陈风英，王贻宁，黄　翠．桩冠粘接的研究进展．国外医学口腔医学分册，2004，31(1)：67－68

13 李　潇，戴威林，段建民．酸蚀剂浓度对牙本质粘接界面影响的 SEM 和 TEM 研究．口腔医学研究，2004，20(1)：42－44

14 孙雪梅．纳米渗漏的研究进展．国外医学口腔医学分册，2003，30(5)：375－377

15 廖红兵，陈治清，邱　静．纳米级羟基磷灰石复合正畸粘接剂的粘接强度测试．生物医学工程杂志，2003，20(2)：292－294

16 郑　庄，唐　亮．粘接材料与口腔固定修复的微渗漏(讲座)．暨南大学学报：自然科学与医学版．2003，24(4)：111－114

17 吴峻岭．复合树脂粘接修复中金属粘接面的处理．国外医学口腔医学分册，2003，30(6)461－463

18 于海洋，巢永烈，孟玉坤，等．四种树脂粘接剂在 GI-II 型渗透陶瓷与牙本质间的抗剪强度．华西口腔医学杂志，2001，19(2)：120－121、124

19 于海洋，巢永烈，廖云茂，等．CI-II 渗透陶瓷表面不同处理方式对瓷与牙本质粘接抗剪强度的影响．华西口腔医学杂志，2001，19(1)：55－57

20 伊元夫．偶联剂在金属树脂粘接中的应用．国外医学口腔医学分册，2000，27(6)：364－367

21 王华蓉，赵云凤，李　勇，等．提高铸造陶瓷全冠粘接强度的研究．华西医大学报，1998，29(3)；278－280

22 张　敏，陈治清，李　建．酸蚀涂布压力对牙釉质粘接强度影响的研究．口腔材料器械杂志，1994，3(2)：57－59

23 Ohkubo C, Kono H, Tanaka Y, *et al.* Shear bond strength of resin composite to magnetic Fe-Pt alloy. J Prosthet Dent, 2005, 93(5)：478－482

24 EInst CP, Cohnen U, Stender E, *et al.* In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using difierent luting agents. J Prosthet Dent, 2005, 93(6)：551－558

25 Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, *et al.* Effect of

surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. Int J Prosthodont, 2005, 18(1): 60－65

26 Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. Dent Mater, 2005, 21(5): 445－453

27 Van-Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. The influence of surface treatment and luting cement on in Vitro behavior of two-unit cantilever resin-bonded bridges. Dent Mater, 2005, 21(7): 625－632

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第15章 种植固定义齿修复

Chapter

种植义齿(implant-supported prosthesis)是由种植体和种植体支持的上部结构组成的修复体,与传统的固定修复相比,种植义齿不是利用缺失牙两端或一端的天然牙作为基牙进行修复,而是将种植体植入于缺失牙的牙槽骨内,利用种植体和骨组织融合,在其上部结构上制作修复体。

种植义齿修复的设计制作需要有口腔颌面外科医师、口腔修复科医师、牙周科医师和口腔技师协作来完成。

第一节 种植义齿的适应证和禁忌证

一、适 应 证

当常规修复方式无法满足义齿的固位、支持和稳定要求,或患者要求做固定义齿修复,又不愿磨除天然牙体组织时,可制作种植固定义齿。

1. *个别牙及少数牙缺失* 当邻牙完整无损,患者不愿磨除牙体组织时,可做种植义齿修复,将种植体植入缺牙间隙以达到修复目的。

2. *游离端缺失* 肯氏Ⅰ、Ⅱ类缺失后端无牙,行可摘义齿修复后,在行使功能时基托会下沉,基牙受扭力易损伤。这种情况可在游离端植入种植体,即为种植体与天然牙共同支持的固定义齿修复。

3. *全口牙缺失* 全口牙缺失后,患者不愿用可摘全口义齿修复失牙。或者因牙槽嵴吸收严重,牙嵴变窄而低平,固位不良、效果不令人满意,要求做全颌固定种植义齿修复。

4. *颌骨条件* 是否适宜做种植义齿,必须考虑颌骨的条件。颌骨应健康,无外伤、颌骨肿瘤、囊肿、阻生牙、炎症。

牙槽嵴的形态、骨的质量、骨皮质、骨松质的比例,缺牙区颌骨的高度、宽度、厚度等均应考虑。并照颌骨X线片,加以确定。

5. *口腔黏膜* 口腔黏膜应是健康的,无炎症、无黏膜增生及系带附丽,以免影响种植手术及义齿修复。

6. *咬合情况* 口腔的咬合情况应基本正常,余留牙的位置、排列正常,无错位、错殆、紧咬殆等,否则易造成种植修复困难及种植体创伤,引起骨吸收,导致种植失败。

7. *口腔卫生情况* 患者口腔卫生习惯应良好,可以保证种植义齿长期使用,特别是种植体颈部周围的牙龈应保持清洁卫生。

8. *全身健康情况* 患者应无全身疾病,身体健康。

二、禁 忌 证

1. *全身因素*

(1)心血管及血液疾病:冠心病、风心病、先心病、血友病、贫血、白血病、再生障碍性贫血等。

(2)泌尿系统疾病:肾炎及尿道疾病。

(3)神经系统疾病:精神病、癫痫等。

(4)代谢障碍性疾病。

(5)内分泌疾病:甲亢、糖尿病、类风湿等。

(6)对钛金属过敏者。

(7)精神紧张不能与医师合作者。

2. 局部因素

(1)牙龈、牙周病:扁平苔藓、复发性口炎、口腔白斑等全口牙周变性、牙周萎缩。

(2)骨的质和量:骨质疏松、骨极度吸收,剩余骨不足以支持种植体。

(3)颌骨疾病:颌骨肿瘤、囊肿、血管瘤、骨髓炎、鼻旁窦炎等。

(4)缺牙间隙:过大、过小均不宜选择种植修复。

(5)其他:严重牙错位、紧咬殆、夜磨牙、不良咬合习惯等。

第二节 种植固定义齿的制作

一、单个牙缺失的种植义齿

(一)螺栓固位的单个牙种植义齿修复

螺栓固位的单个牙种植义齿修复是一种传统的种植修复方法,当基桩松动或金属烤瓷修复体出现问题,此类义齿可以取下。

1. 取印模

(1)初印模:一般在第二次手术后 7～10d,伤口愈合以后,开始修复程序。选择合适的成品托盘,用藻酸盐印模材料取含有种植愈合盖(healing cover)的印模,印模要求完整、准确、清晰而无缺损,印模应清楚地反映出愈合盖的位置,以及和邻牙的关系,用普通石膏灌注模型。

(2)印模桩的种类:印模桩(impresson coping)的主要作用就是取模时在托盘内和印模材料一起取出,准确地反映种植体和口腔内周围组织的关系。

随着种植体系的不断发展,印模桩也在不断地改进,但总的来说分为两大类,一种是含有引导杆的正方形印模桩(squard impression coping with a guide pin),另一种是梯形印模桩(tapered impression coping)。含有引导杆的正方形印模桩的优点是准确,正方形的印模桩在印模材料中的位置稳定,可以防止印模桩在印模材料中旋转,其缺点是操作比较繁琐,而且由于其含有引导杆,要求患者大张口。现在也设计出不同长度的引导杆适应不同位置的种植修复需要,张口度可适当减小。梯形印模桩的优点是简单方便,取模时不需要做个别托盘,患者不需要大张口,但精度没有前者好。

(3)个别托盘的制作:种植修复单个牙缺失时,制作个别托盘的主要目的是在托盘上开窗口以便让印模桩和引导杆穿过。

将藻酸盐的初印模灌注成石膏模型以后,用基托蜡来缓冲种植体所在间隙,将所有硬组织侧凹都用蜡填塞,并留有容纳印模材料的间隙,一般颊舌侧留有 2～3mm 的空间,然后用光固化树脂基托材料或自凝树脂基托材料在缓冲过的初印模型上制成个别托盘,并在相对种植体间隙处开窗,以便让印模桩和引导杆穿过。

注意:利用梯形印模桩取印模时,由于其高度的原因可以不做个别托盘。

(4)取终印模

①将愈合盖取出,在种植体上拧上相应的印模桩,并使印模桩完全就位。

②在口内试个别托盘,注意个别托盘中窗口的位置对应印模桩是否合适,如果不合适,应在相对印模桩的位置修改窗口,以便印模桩能顺利地通过而不受影响。

③选择硅橡胶作为印模材料。

④由牙科助手将硅橡胶印模材料粘结液涂布在个别托盘上,然后将高黏稠度硅橡胶印模材料放入托盘内备用,口腔修复医师将低黏稠度的硅橡胶印模材料注射在印模桩周围,然后将托盘放入口内。

⑤待硅橡胶印模材料凝固以后,将印模桩上引导杆松开取出,然后再将托盘连同印模桩一起取出。

用梯形印模桩取印模,不需要制作个别托盘,其主要步骤:①将愈合盖取出,在种植体上拧上梯形印模桩,并确定印模桩完全就位;②选择合适的成品托盘,由牙科助手将硅橡胶印模材料粘结液涂布在托盘上,然后将高黏稠度硅橡胶印模材料放入托盘内,将低黏稠度的硅橡胶印模材料注射在印模桩周围,然后将托盘放入口内;③待硅橡胶印模材料凝固以后,将托盘取出,然后将印模桩取出,放入凝固后硅橡胶印模材料相应位置,应注意其是否完全复位。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 模型制备

(1)固定基桩代型(implant analog, implant replica):将基桩代型与印模桩拧紧,使基桩代型、印模桩、印模材料成为一个整体,以保持其相对位置稳定。

(2)灌制模型:有两种方法:①在灌注石膏以前,首先在印模桩周围涂布分离剂,然后再将模仿牙龈的软材料挤在基桩代型和印模桩连接处及其周围,使其产生有弹性的、形态逼真的牙龈样组织。②分离剂涂布在印模桩及其周围印模材料以后,将铸造蜡滴在印模桩的牙龈区域以防止印模和代型石膏粘连在一起,这一步骤可消除在除去印模材料时部分石膏材料的折裂。

(3)基桩复位:石膏凝固以后,松开引导杆,去除印模材料,就可以获得一个含有基桩代型的模型,基桩代型和口腔内种植体的形状大小、位置和方向完全一致,将基桩固定在基底代型上。基桩在模型上复位时,应注意其方向、角度应和口内完全一致。根据基桩与邻牙的关系,在缺牙间隙中的唇颊侧位置,以及与对颌牙的关系,可以对其进行磨切调整,但在磨切过程中注意防止损坏螺丝进入道。

基桩在调整中应注意的问题:①基桩顶部与对颌牙间距应保持在1.5~2.0mm,唇侧应保持有1.5mm的空间,以保证烤瓷冠或全瓷冠制作所需要的厚度。②基桩的𬌗龈距应该不少于4~5mm,以确保上部结构有良好的外形及固位力。③基桩偏小或者略偏离牙弓,可采用先制作内层冠矫正轴向,然后再取模制作烤瓷冠修复。④应该适当减少基桩的聚合度,以增加固位力。⑤单个种植义齿基桩或者核桩应有对抗颊舌向和旋转移位的形态,同时也为人造冠提供固位形。

3. 金属底层冠的制作　将工作模和对颌模型按照咬合关系上于半可调式𬌗架上,此工作模型用于制作金属底层冠,将种植基托固定在基桩代型上,并将引导杆也固定在一起,注意引导杆的长度不应影响咬合。

底层冠的制作方法有三种:

(1)滴蜡法:将熔化的蜡滴在代型上制作帽状冠蜡模,厚度在0.3~0.5mm,唇面应圆滑,无侧凹,无尖角。根据塑瓷设计的不同决定其完成线的位置,应注意防止完成线在咬合力点上。

(2)按蜡法:蜡烘软后,放在基桩上使之贴合,然后修整外形。

(3)树脂法:将铸造专用树脂(可焙烧的)薄薄地均匀涂在代型上,然后轻轻取下,复位后,根据树脂底层冠的厚度再加上铸造蜡,使其厚度保持在0.3~0.5mm。

无论选择以上哪种方法制作底层冠,都应注意保持固位螺丝道的通畅,以确保上瓷后螺丝起到固位作用。

4. 铸造上瓷　种植义齿的上部修复体常常用贵金属作为底层冠的金属材料,在插完铸道以后,将带有铸造的蜡型称重,然后根据蜡型的重量和蜡与贵金属的比重比,决定所需要使用的贵金属的重量。

其他步骤同前面所述金属烤瓷修复体的制作。

(二)粘结固位的单个牙种植义齿修复

1. CeraOne种植修复技术　CeraOne种植系统是单个牙种植修复技术的一种改良,基桩、螺丝和冠,在以前设计和材料的基础上有了很大的改进,更加美观。该技术用一种特制的金合金螺丝取代了传统的钛合金螺丝,电子扭力控制仪(torque controller)可以使螺丝达到理想的32N/cm扭力,使螺丝体有效地将基桩和种植体"永久"地结合在一起,以承担全瓷或金瓷修复体的𬌗力。

(1)取模:在基桩外科手术的2周以后,周围组织完成愈合,就可根据黏膜的厚度决定基桩颈环(abutment collar)的长度,用手动螺丝起将暂时性愈合盖从口内取出。为了防止周围组织塌陷,用棉卷放入愈合口直至完成基桩颈环长度的测量,用牙周探针测定种植体和牙龈表面之间的距离。基桩颈环的长度为种植体和牙龈表面之间的距离减去2~3mm,使完成后的修复体能够位于龈下2~3mm。

根据不同长度颈环选择适合的基桩,将基桩根据内外六角相配的位置放入口内种植体上面,然后用金合金的螺丝将基桩和种植体拧在一起。待手感觉基桩完全就位后,再通过X线片证实,运用扭力控制仪实施加32N/cm的扭力将种植体和基桩"永久"结合在一起。

CeraOne种植系统有专用的取模桩,该取模桩是注模塑料制成的,可根据取模时不同空间大

小调整其取模桩的长度。取模桩的内六角和基桩的外六角是相互吻合，将取模桩完全就位，开窗式个别托盘用于取模，取模前应将个别托盘放入口内，开窗口应与取模桩相对应。采用硅橡胶印模材料取模，在个别托盘上涂布粘接液使硅橡胶印模材料和托盘有良好地结合。将流动性小的硅橡胶印模材料盛入个别托盘中，同时将流动性大的硅橡胶印模材料用针管注在印模桩周围。用适当的力使托盘就位，此过程应注意防止印模桩移位。待印模材料凝固以后，将托盘从口内取出，注意检查印模桩在托盘内的位置是否稳定准确。

(2)模型制作：种植体代型(fixture replica)是用于模型上模拟种植体在口内的位置，将其根据内外六角相配完全就位于印模桩上，可以用两种方法来灌注模型，同前。

(3)暂时冠的制作：暂时性修复可以利用已有的暂时性修复体或者用 CeraOne 专用树脂暂时冠。

①如果患者在种植体愈合过程中已使用可摘局部义齿或粘结修复体来维持缺牙间隙时，仍然可以使用这类修复体，直至修复完成，但需要在戴入修复体时，对相应基桩处的组织进行缓冲，并可垫以软衬材料。

②专用的硅橡胶愈合帽用于 CeraOne 基桩，起着保护和维持组织的功能。在后牙种植修复时，可以只用这种愈合帽保护种植体的基桩而不要用暂时性修复体。

③CeraOne 还提供椅旁暂时性修复技术，将聚合树脂暂时帽完全就位，并根据在口内的咬合情况对其长度进行调整，使其切端长度短于邻牙切缘 1.5～2.0mm，然后将聚碳冠罩在暂时帽上，并进行切缘和近远中修整，𬌗关系也可在此时进行调整。自凝树脂用于将暂时帽和聚碳冠结合在一起，待自凝树脂凝固以后，对其外形和咬合进行修整，抛光后用氧化锌丁香油暂封。

(4)全瓷冠或金瓷冠的制作：在 CeraOne 种植桩上可有两种修复体选择，一种是在高致密氧化铝核上制成全瓷修复体；另一种是在金属底层冠上塑瓷后制成金瓷修复体。

①全瓷冠：全瓷帽是高致密性烧结氧化铝核，专门设计适用于 CeraOne 种植桩，这种全瓷冠种植修复体兼有美观和强度高两大优点。全瓷帽有不同长度以供选择，应选用适当长度的全瓷帽，以免饰面瓷过厚造成的瓷裂。

氧化铝全瓷帽只有一种颜色，但其外形可以通过添加氧化铝核瓷如 Vita N Hiceram 核材料进行调整，该材料含有 45%～50% 氧化铝颗粒，添加该材料后经致密缩小、真空烧结、缓慢升温等步骤可以减少气泡的产生。

氧化铝核可以用金刚砂钻对其进行调整，核与陶瓷之间是化学性结合，所以核表面不需要特殊处理。大部分的核壁厚度为 0.5mm，只有小部分面积可略小于这一厚度，烧结之前，核应用氢氟酸溶液洗 5min，然后再在超声波水浴中仔细清洗，另一种方法也可用纯氧化铝粉末进行喷砂处理。

核材料烧结二次，瓷粉按照厂家要求与液体混合，第一层要薄，充满所有不均匀区域，湿润整个表面以减少产生孔隙的机会，瓷烧结温度为 1 130℃，第二层烧结温度为 1 120℃。烧结完成后，表面类似于鸡蛋壳，具有良好的反射光性能。

烧结牙本质瓷时，用少量的凡士林胶体涂在基桩上以保持冠在其上面稳定，而且防止瓷粉进入冠的内面。用传统的技术上瓷，并在临床试戴完成以后再上釉。

②金瓷冠：当 CeraOne 是用蜡型制成金属底层时，应该考虑底层冠结构的设计和制作方法。一种可以焙烧的树脂代型用于制作铸造 CeraOne 金属底冠的蜡型。

将可以烧结的树脂代型放在基桩代型上，并对其正中关系、非正中关系以及间隙大小进行磨改调整。可根据瓷层厚度的需要对树脂代型进行缩减，同样也可以根据需要在树脂代型上添加嵌体蜡，建立美观、卫生的组织突度，然后通过回切留出瓷层所需要的厚度。唇侧瓷金结合点可在龈下，以增强其牙龈外形突度和美观，蜡型的铸道插在舌侧。

按照厂家的要求进行磷酸盐包埋材料的包埋。烤瓷用贵金属合金制作底层冠，完成铸造以后，底层冠或者在临床上试戴或者直接上瓷。底层冠预氧化，常规上遮色层和牙本质层、牙釉质层和透明瓷，在这些工序都完成以后，将修复体送到临床试戴。

2. UCLA 种植修复技术　UCLA 种植修复

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

体系没有穿黏膜柱状体，而是直接将柱状基桩(cylinder)和种植体通过金螺丝固定在一起。柱状基桩的设计可以直接在其上做蜡型，然后铸造成贵金属底层冠。

UCLA 基桩适应范围广泛。尽管标准的柱状基桩的高度是恒定的(如 7mm 或 8mm)，但可以根据需要进行调整，最低可以减少到 2.8mm 以适应颌间距离不足者。在临床上，柱状基桩可以根据不同需要对其高度、近远中径、颊舌径以及牙龈下的位置进行调整以适应不同的临床需要。

UCLA 种植系统是在传统的种植系统基础上进行的改进，具有以下优点：①种植体基桩的角度可以调整；②冠修复体的边缘可以在龈上、齐龈或龈下；③可以用传统的方法制取暂时冠和取印模；④用常规法制作全瓷冠或金属烤瓷冠。

(1)基桩预备：在基桩外科手术约 2 周后，周围组织愈合完成就可进行修复，在口内将 UCLA 基桩拧在种植体上。由于成品基桩是标准的，因此在临床上就必须根据口内种植体所在部位、方向、𬌗龈距离和𬌗间距离对基桩进行调整，使其切端、唇侧具有 1.5～2.0mm 的间隙，近远中具有 1.5mm 的间隙，为金瓷修复体提供足够的间隙。

(2)取印模

①印模桩取模：柱状基桩预备完成后，注意记录其方向，然后将其取下，换上印模桩，使印模桩和种植体固定在一起。最后用硅橡胶印模材料取含有印模桩的阴模，其基本步骤同前。

②直接取模：与其他种植系统不同的是 UCLA 还可以基桩上直接取模。在柱状基桩预备完成后，将基桩和种植体按照生产厂商要求的扭力固定在一起，然后直接用硅橡胶印模材料取模，基桩保留在口内。

(3)灌制模型：将印模桩从口内取出，放入印模中，采用前面所述的方法对牙龈区域进行处理，然后灌注工作模型。待石膏凝固后，将取模桩从模型上取下，再将 UCLA 基桩复位，复位时应注意基桩在模型上的位置和口内应完全吻合。

直接取模灌制模型同一般修复方法。

(4)全瓷冠和金瓷冠的制作：无论是印模桩取模还是直接取模，其全瓷冠或金瓷冠的制作均与常规方法相同。

(5)试戴、粘结：在全瓷冠或金瓷冠试戴完成后上釉。将 UCLA 基桩螺丝的入口用 75%乙醇棉球封住后，用磷酸锌粘结剂粘结，也可用聚羧酸粘结剂、聚碳酸酯粘结剂或玻璃离子粘结剂粘结。

二、部分牙缺失的种植义齿制作

部分牙缺失时，传统的修复方法是采用可摘局部义齿修复。可摘局部义齿修复存在对黏膜组织的不良刺激，基牙上易产生非生理性应力，以及固位体影响美观等问题。

固定义齿修复能恢复缺失牙的功能和美观，但在制作过程中需要对基牙进行切割和制备。而且在缺失牙较多时，需要多个基牙就会造成桥体过长，使基牙易产生龋坏和牙周疾病。种植固定义齿不存在基牙制备，还可设计成可拆卸式，便于修改。

足够的牙槽骨量、牙槽嵴的位置、颌间距离、微笑线、患者期望值和经济条件等均影响种植修复治疗和设计方案的选择。

口腔颌面外科医师、修复科医师和牙科技师可根据研究模型、X 线片、患者的微笑线等条件考虑固定种植义齿修复的设计。以下介绍传统基桩、EsthetiCone 基桩和 UCLA 基桩 3 种种植固定义齿修复技术。

(一)传统基桩(traditional abutment)修复方法

传统基桩修复体系主要有种植体(fixture, implant)、穿黏膜柱状体(cylinder)、基桩(abutment)、基桩固定螺丝(abutment screw)、金固定螺丝(gold screw)。这种基桩的选择主要是要求具有适宜的颌间距离、理想的种植部位和角度，而且在应用时还要避免穿黏膜柱状体和基桩的金属部分显露出来。所以一般仅用于上、下颌后牙桥或下颌前牙桥。传统基桩有以下优点：交界面间是相同的金属，排除在口腔唾液环境中产生微电流的可能性；桥体设计类似于固定桥中卫生桥桥体，桥体与黏膜之间有通道，易于清洁；基桩、穿黏膜柱状体均为机械加工，更加精确；当检查修复体支架是否被动就位时，其交界处位于龈上，便于观察。完全被动就位是减小支架在种植体上产生扭力的必要条件，就位不良会造成基桩固定螺丝和金螺丝的折断；传统基桩种植系统经长期应用，成功率较高。

1. 取印模和模型制备　用藻酸盐印模材料为患者取初印模，印模应包括全部余留牙，并且要求边缘伸张适度。印模灌制石膏后获得初印模，在初模型上用光固化基托树脂或自凝树脂制成全牙列的个别托盘，托盘的殆方与种植体基桩相对应的部位开窗，并在开窗部位盖上一层蜡片。

在颌间间隙允许的条件下可用长引导杆印模桩，如果颌间间隙较小或者在后牙区域，也可用短引导杆印模桩。如果种植体间靠的太近时，正方形印模桩就无法应用，需要改为梯形印模桩取模。

取模前应将专用的取模桩戴入种植体上，粘结剂涂布在个别托盘上，高黏稠度的硅橡胶印模材料放入，然后将低黏稠度的硅橡胶注射在种植体基桩周围，将托盘放入口内就位，去除多余的印模材料，待印模材料凝固后，松开引导杆螺丝，取出托盘。梯形印模桩取模同前面所述，不需要准备个别托盘。

印模完成后，灌注石膏模型的步骤如前所述。

2. 颌位记录　模型灌注完成后，两个印模桩和黄铜基桩代型通过已缩短的引导杆螺丝固定，黄铜代型周围用蜡做成一个围堤。然后将自凝树脂倒入围堤内，去除多余的树脂，待树脂凝固后，拆除蜡围堤，并对已形成的树脂板进行修整，此树脂板将两个黄铜基桩代型固定在一起。

完成以上步骤后，将树脂板连同黄铜代型放入口内验证其相互之间的关系，用已经缩短的引导杆螺丝将其固定在口内，把用于颌位记录的蜡堤烤软，引导患者在正中关系闭合。将记录的殆堤取出，放入冷水中以防变形，然后把黄铜代型、树脂板和蜡堤重新放回到工作模型上，以备上殆架和制作金属支架使用。

3. 金属支架的制作　工作模型和对颌模型根据咬合记录上于半可调式殆架上，准备金属支架的制作。

穿黏膜柱状体放在代型上，然后用引导杆螺丝固定，引导杆螺丝根据需要缩短其高度，且不影响正中殆关系。根据功能和美观要求进行蜡型制作，在舌侧表面做完成线时，应注意种植义齿的桥体和常规固定义齿的桥体相同，也需要减径，达到正常牙的 1/2～2/3。其颊面完成线应位于柱状体交界处 2mm 上，并和桥体相延续，颊侧需保留足够的空间以容纳烤瓷材料或树脂材料。

根据设计需要，固定种植义齿的桥体可以用烤瓷或树脂制作，在制作支架时就应考虑到这一问题。如果是烤瓷桥，在制作蜡型时，就应注意完成线的位置，颊侧留出瓷层所需要的厚度，边缘应圆钝，无侧凹，无锐角。如果是树脂桥体，应考虑到合适的固位形，常用的结合树脂的固位形有三种：①倒凹固位形；②塑料球固位形；③硅喷涂通过偶联固位。

蜡型用间接法插铸道，根据蜡型的重量决定其所需要的合金重量，然后包埋、铸造。铸造完成后，将支架放在工作模型上就位，然后再进行临床试戴。

4. 试戴支架　支架在口内试戴需完全被动就位，如果与邻近接点是金属支架，会影响完全就位，应进行调整。基桩和金属支架所有交界处均应仔细检查是否密合，如果基桩和金属支架不密合，就应将金属支架切断，使其完全被动就位。然后用专用树脂将分割两部分粘合在一起，进行焊接，或者重新制作支架。

5. 烤瓷或树脂桥体制作　固定种植义齿的桥体部分可以用烤瓷或树脂制作。

(1)烤瓷桥体制作方法：同前所述。

(2)树脂桥体的制作方法：当金属支架完全试戴后，进行清洗，表面喷涂，并上偶联剂。选择合适颜色的树脂，将金属支架用遮色层涂布，光固化复合树脂堆积塑形，光照，在半可调式殆架上调整殆关系，修整外形，抛光完成。

6. 试戴、固定　修复体完成后，在患者口内试戴，仔细检查修复体是否完全被动就位，修复体、种植体基桩、穿黏膜柱状体三者间是否完全密合。用牙线检查邻接关系，咬合纸检查正中殆和侧方殆，各项检查后，上釉或抛光，将固定螺丝拧紧，用棉花和光固化树脂封口。

(二)EstheticCone 基桩的修复方法

EstheticCone 基桩是采用多个种植体固定修复，克服了传统基桩显露金属不够美观等缺点。EstheticCone 由五部分组成：即种植体、EsthericCone 锥形基桩(tapered abutment)、基桩螺丝、金柱状体(gold cylinder)、金螺丝。EstheticCone 锥形基桩允许具有美学效果的饰面(veneer)位于龈下。

锥形基桩在每个方向均有 15°的斜度，使种植体之间即使约有 30°的角度差异，制作固定修

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

复时仍有共同就位道。1～3mm 不同高度的基桩颈环(abutment collars)保证了修复过程中冠齐龈或位于龈下，最大限度地达到美学效果。

两段式设计使 EstheticCone 基桩的底部和种植体顶部的六角形紧密切扣，特殊处理防止了基桩和种植体之间产生旋转力。基桩底部和种植体顶部相互接触，而侧壁没有接触，这样形成了𬌗力垂直传递，符合生理需要。

1. *基桩就位* 其桩大小的选择有赖于种植体与对𬌗牙列的垂直距离，已存在的牙龈沟深度和需要修复的区域。例如种植体如果在上、下颌后牙区域，就要求边缘齐龈或正好在龈下；如果是前牙区，则要求边缘在龈下 2mm，使牙龈区域产生逼真的牙龈外形，此时应选择较短的颈环基桩。

牙周探针用于测量种植体牙龈沟的深度，测量可在基桩放置手术时，或者是在手术 2 周左右后。一旦这一距离测量完成，种植基桩的大小尺寸就可以确定，EstheticCone 基桩和金柱状整个长度最小为 6.7mm，这意味着种植体顶部到对颌牙的高度需要超过这一长度，不然就要选择其他基桩的种植体系。

后牙区选择 EstheticCone 基桩，修复体边缘应位于龈下 1.0～1.5mm，前牙区则应位于龈下 1.5～2.0mm，基桩长度的选择在上前牙区显得更为重要。将合适的 EstheticCone 基桩用基桩螺丝固定在种植体上，标准基桩固定器(standard abutment driver)使基桩完全就位后，检查种植体基牙牙龈沟深度。各项检查均符合要求后，按照制造商要求的扭力用电子扭力控制仪将基桩螺丝拧紧。

2. *取印模和模型制备* Esthetic Cone 有两种方法取印模，如果有足够的颌间距离，运用带有引导杆的方形印模桩，开窗式个别托盘取模，也可以用一段式梯形印模桩取模，两种取模方法在模型上均用相同的基桩代型来模拟基桩在口内位置、形态，这种基桩代型完全是锥形的，侧壁和口内基桩不完全相同，但能够起到模拟口内基桩的作用。

(1)方形印模桩取模和灌模：根据不同颌间隙，选择不同长度引导杆的方形印模桩，将印模桩用引导杆螺丝固定，使基桩的金属部分和印模桩的金属部分完全接触，并通过 X 线片得到验证。盛有高黏稠度硅橡胶印模材料的开窗式个别托盘准备好以后，将低黏稠度硅橡胶注射在印模桩周围，然后把个别托盘放入口内，注意印模桩在口内位置稳定，引导杆通过窗口穿出，待印模材料凝固后，松开印模桩，将托盘从口内取出。

检查印模的完整性和有无气泡后，通过引导杆螺丝使种植体代型和印模桩结合在一起，确定两者是否紧密结合后，将柔软的牙龈样树脂或硅胶材料注入牙龈区域，然后再灌人造石制成工作模型。灌制成的工作模型应准确地反映所有的口腔结构以及它们与 EstheticCone 种植体之间的关系，需要时还可在上面制作暂时冠。

(2)梯形印模桩取模和灌模：专用螺丝起将印模桩固定在种植体上，X 线片验证完全就位以后，用合适的成品托盘和硅橡胶印模材料取模。待印模材料凝固后，将托盘从口内取出，然后再将印模桩从种植体上松开取出。印模桩和基桩代型固定在一起，将两者结合体放回到印模中，使其完全就位，然后用上述步骤灌注模型。

3. *咬合记录* 颌位记录程序与牙支持修复体相同，如果是半可调式𬌗架，就要用面弓转移上颌和颅骨的关系，利用余留牙决定其垂直高度。在游离端缺失时，其颌位记录就显得更为重要。

(1)树脂平台(acrylic resin platform)的制作：将 EstheticCone 金柱状体固定在工作模种植体代型上，用基托蜡将所有的柱状体固定。然后将自凝树脂倒入围堤内，自凝树脂的厚度保持在 1.0～1.5mm，使其既有一定的支持强度，又不影响咬合。待自凝树脂凝固以后，去除围堤，取出树脂平台。

树脂平台有两方面的作用：①校对模型上种植基桩代型之间相互关系是否和口内种植体之间相互关系一致；②支持𬌗位记录的蜡堤。

(2)咬合记录：将树脂平台放入口内，因 EstheticCone 金柱状体的锥体形状，使树脂平台在其上能保持位置稳定，不需要引导杆螺丝固位。首先通过树脂平台与种植体之间关系是否和模型上一致，来验证印模和模型的准确性，然后再进行颌位记录。有两种方法获得咬合记录，一种是将蜡堤烤软，放在树脂平台上，引导患者进行正中关系位咬合，另一种是嘱患者咬合在正中关系位，然后将记录𬌗关系专用的硅橡胶材料注射在对颌牙

列和树脂平台上，记录殆关系。

(3)根据咬合记录上半可调试殆架。

4. 暂时性修复体　在 EstheticCone 的种植体上制作暂时性修复体有以下优点。

(1)通过制作方便而价廉的树脂修复体，可以让牙科医师和患者有机会预知永久性修复体的效果，并且可以通过简单的程序进行有效的修改。

(2)在这一阶段对修复体的颜色、牙龈外形、殆形态和牙齿外形的修改均不受底层金属的影响。

(3)暂时性修复体达到满意的修复效果后，为牙科技师制作永久性固定桥提供良好的模型。

(4)使用暂时性修复体后，为永久性修复体制作过程在时间上提供了更大的灵活性。

(5)使用暂时性修复体还有利于促进种植体周围的骨密度生长，这是因为树脂修复体可以使殆力传递比较柔和，减少种植体周围创伤，使种植体周围骨组织逐渐适应。

制作暂时性修复体的步骤如下：

(1)在模型上首先将缺牙区根据对颌牙的咬合情况将人工牙排列，并用蜡固定，然后真空压力制成含有牙齿形状的树脂模板。

(2)将专用的制作暂时性修复体的树脂柱状体固定在种植体的代型上，这种树脂桩状体仅用于制作暂时性修复体，因其不能完全焙烧，故不能用铸造蜡型的蜡制作。

(3)将树脂模板复位，并使引导杆穿过。

(4)将适当颜色的自凝树脂放入树脂模板内，放在树脂桩上，待其完全凝固，即初步形成树脂暂时性修复体。

(5)对树脂暂时性修复体根据需要进行修整，使其能维护牙龈组织和黏膜的健康。

5. 固定桥制作　在种植体上制作固定桥与在常规基牙上制作固定桥极为相似。注意金属支架要完全被动就位，而且桥体要用贵金属制作。由于桥体的边缘位于龈下，对其边缘密合性检查较为困难，往往在实验室将其分割。在临床上分别使其被动就位，然后再用专用树脂固定、焊接。

制作步骤：首先将每个金柱状体均固定在工作模型的基桩代型上，用树脂将所有的柱状体粘合在一起。如果在记录殆关系时已运用了树脂平板，也可以直接用树脂平板。嵌体蜡加在树脂平台上，根据空间情况恢复牙齿的外形。按常规烤瓷桥制作的回切法去除部分蜡，使蜡型留有足够的塑瓷空间，将蜡型连同柱状体一起从模型上取下来，用常规磷酸盐包埋，贵金属铸造。铸造完成后，将桥体分别放入模型上试戴，然后再放入患者口内试戴，使铸造支架完全被动就位，然后再用专用树脂将分割的支架粘在一起，从口内取出、焊接。

焊接完成后，进行塑瓷工序，遮色层、体瓷、切端瓷和透明瓷分层堆积，直至突度和解剖外形完成。

6. 试戴、固定　将暂时性修复体从口内取出，固定桥用新螺丝固定，检查就位、咬合和邻接关系，各项检查完成后，用扭力控制仪器以 10N/cm 的扭力固定，棉花保护螺丝口，用同种颜色的光固化树脂封口。

(三)UCLA 基桩修复方法

当种植体位置和角度不良时，常常运用 UCLA 基桩进行种植义齿修复。前面提到 UCLA 基桩进行固定桥修复时，其边缘也可以在龈下，且其角度、长度均可以通过磨切进行调整。当种植体位置不良，其螺丝进入道在唇颊侧时，如果采用其他基桩种植系统将会造成开口在唇颊侧，严重影响美观，而 UCLA 基桩，可以用粘结方法将固定桥固定在基桩上，克服了这一问题。UCLA 的标准基桩的长度可从 7mm 减到 2.8mm，以适应不同殆龈距离的患者。

UCLA 作为固定桥的基桩，其适应证广泛，尤其适应以下几种情况：

1. 在颌间距离严重局限(<4.5mm)。

2. 在种植体之间靠的很近，以至传统基桩和 EstheticCone 基桩无法就位时。

3. 个别基桩(custom abutment)的颈环根据临床需要可以增长或缩短。

4. 可以通过个别基桩角度的调整改善种植体的不良角度。

5. 在种植体偏唇侧时，可设计成螺丝由唇颊侧入口而不影响美观。

UCLA 种植体系对其基桩有两种调整方法，一种是标准的种植基桩上通过磨切而适应患者需要，另一种是将反映种植体在口内情况的有关数据输入电脑，远程通过计算机辅助设计和制造

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(CAD/CAM),根据患者种植体的位置、角度和方向制作个别种植基桩。

种植基桩固定在种植体上后,可以利用印模桩取模,也可直接取模。人造石灌制模型,在基托上制作树脂平台,利用树脂平台验证模型的准确性,并取𬌗关系,上半可调式𬌗架。如果基桩倾斜严重时,也可先做套筒冠,以求得基牙之间的共同就位道。

蜡型制作、包埋、铸造、试戴和粘结方法同前。

三、全颌固定式种植义齿

全颌固定式种植义齿是由金属底层冠或螺丝直接将上部结构固定在基桩上,患者不能自行取戴。其上部结构是由种植体单独或种植体与黏膜共同支持的,上部结构的龈端不与牙龈组织接触。此类种植义齿分为基桩粘结型和螺丝固定型两类。

(1)基桩粘结型种植义齿:又称固定式种植义齿。无牙颌固定式种植义齿为基桩外粘结,是将支架的固位体设计为帽状冠,用粘结剂将帽状冠固位体连同金属支架、人工牙整体粘结于基桩上,使之与种植体连成整体。此类种植义齿的固位力强,传导和分散𬌗力好。缺点是制作费用高,而且一旦粘结后不易取下清洁和修理。

(2)螺丝固定型种植义齿:又称可拆卸式种植义齿。其上部结构由金属支架和人工牙组成。基桩顶端留有螺孔,在金属支架相应部位也有固位孔。支架被动放置在多个基桩上后,用金属螺丝固定。其上部结构一旦戴入口腔后,患者不能自行摘戴,但医师可定期拆卸后清洗、检查。

(一)下颌固定式种植义齿

下颌固定式种植义齿又称为可拆卸混合式种植义齿。

1. 灌制模型　手术后7～10d,用藻酸盐印模材料和无牙颌托盘取上下颌无牙印模,下颌无牙颌模型上有种植体和愈合帽,初印模主要是为了制作个别托盘。

(1)个别托盘的制作:个别托盘是用于取准确记录上下颌组织以及其与种植体关系的印模。个别托盘与标准托盘不同之处,不仅是个别托盘更加适应患者牙槽骨的不同大小、形状、宽窄,而且还开了窗让引导杆和印模桩穿过,使引导杆和印模桩一起与印模材料取出,准确地记录种植体之间以及种植体与周围组织的关系。

基托蜡用于缓冲颊侧、舌侧和基桩的远中游离区域,远中游离伸展区域只要一层蜡即可,而在种植体基桩的区域做成8mm宽,6mm高的蜡堤,将蜡和蜡堤修整光滑。

将用于制作个别托盘的自凝树脂或光固化树脂涂布在缓冲过的石膏模型上,用技工刀在基桩缓冲区域开口,窗口为印模桩穿过。待树脂凝固后,将个别托盘从模型上取下,边缘磨光,再将托盘放回模型上,确保基托周围至少有3mm的间隙。

(2)取终印模:将基桩螺丝拧紧,用适当长度的引导杆将印模桩固定在基桩上。在全颌种植修复时,常运用正方形印模桩,因为这种印模桩可防止印模杆在印模材料中旋转,其稳定性和准确性好。将个别托盘放入口内,试窗口位置是否合适,在基桩、印模桩、引导杆均在口内的条件下,检查个别托盘是否容易就位。然后用基托蜡封住窗口,托盘放入水浴中软化,再将其放入口内,使印模桩和引导杆通过已软化的蜡基托穿出。

在个别托盘上涂布粘结材料,一般选用中等黏稠度的硅橡胶印模材料,将印模材料调和后,分别放入个别托盘和注射针管中。首先将印模材料注射在基桩周围,然后把托盘放入口内,利用引导杆和窗口蜡基托孔隙的相对位置使托盘准确就位。在印模材料完全凝固前去除多余的材料,在材料凝固后,用螺丝起将引导杆螺丝松开,听到2～3声咔哒声,说明已松开。引导杆留在印模桩内,使基桩代型能够准确就位。

同时,取上颌终印模。

(3)工作模型:工作模型是制作种植修复体的基础,所以工作模型必须准确地反映种植体在口内的位置。

黄铜代型应能够准确地和上部的基桩代型相配合,将黄铜代型和印模桩拧在一起。注意防止任何杂物存在于两者之间,因为杂物不仅影响模型的准确性,更会影响到金属支架的精确性。

黄铜代型就位后,将终印模用条形蜡和多用蜡围住,真空调拌人造石,倒入围堤中,再放入些固位体,待第一层石膏凝固后,再倒入第二层。只有确定引导杆完全松开后,才能将印模从模型上

取下，不然就会造成模型和印模的损坏。

2. 颌位记录

（1）殆堤制作：上下颌关系是用个别记录板(customized record base)和殆堤完成的，记录板是用金柱状体或印模桩来稳定的，特别是在口内可用引导杆保持稳定，取垂直距离和正中关系。

一层基托蜡垫在基桩代型周围，并向末端代型做少量延伸，三个基桩代型（两个末端代型和一个前牙区代型）被选择。蜡基托在此让开，并且引导杆使印模桩固定在上面，同时用蜡基托将不需要的侧凹填塞住。将自凝树脂或光固化基托树脂涂布在已填塞过的模型上，材料一定要进入金柱状体或印模桩的侧凹区。在舌侧区域或末端基托的远中区域加厚以增加其强度，用技工雕刻刀修整黄铜代型和印模桩颊侧周围的树脂，使其交界处暴露，以后可以用于验证取殆关系时殆堤是否完全就位。当树脂记录板完全凝固以后，小心地从模型上分离下来，并用雕刻刀去除缓冲蜡，将记录板打磨抛光，再重新放回到工作模上。基托蜡用于做蜡殆堤，蜡殆堤初步做成平均值（高度为18mm，宽度前牙区 6mm，后牙区 8mm），三个基桩代型上的引导杆从蜡堤上穿过。引导杆可以在这个时候修改，也可以在临床上由修复科医师修复，总之，引导杆不能干扰正常颌位记录。将蜡堤边缘修整光滑，印模桩和代型之间的准确性还要进一步验证。

（2）记录上下颌关系：暂时性基托用于建立美观、发音正常和颞下颌关节能够适应的正常的垂直距离，下颌殆堤由金柱状体或修改过的印模桩固定，记录正中关系，并且对牙齿的颜色、形状进行记录，将上颌与颅骨的关系通过面弓转移到半可调式殆架上，蜡殆堤为排列牙齿、发音、保持唇部丰满度和垂直距离提供依据。

3. 金属支架的制作

（1）末端基桩远端的延伸长度：一般认为末端基桩远端的延伸长度上颌为 10mm，下颌为15mm。如果超过这一长度，就会使骨结合的种植体无法承受，造成种植体松动脱落，修复体折断，基桩和金螺丝松动、折裂等。

下颌两侧最后一个基桩的悬臂长度可达15mm，但是在下列情况下悬臂长度需要进行适当调整。

①种植体在颌弓中的形状：种植体在颌弓中的形状是直线型的，其能够承担的殆力远小于弧形的，悬臂长度需适当地缩短，一般为 10mm。

②种植体的长度和诊断：如果末端种植体的长度小于 10mm 或者种在非理想的骨内，就限制了其承担殆力的能力。悬臂长度也要做相应的调整，小于 10mm。

③上颌为天然牙列：如果对颌为天然牙列，就会对种植修复体施以较大的殆力，需要减少悬壁长度，应小于 10mm。

④不良习惯者：有紧咬牙或夜磨牙的患者，则会对种植体和修复体施以附加的殆力，此时就应考虑减少悬臂长度或者制作夜间保护器。

总之，在考虑以上因素的基础上，应和牙科技师一起设计悬臂长度，悬臂过长会造成种植体和其他部件较大的力量，而这些力量就会引起种植体的松动脱落和其他部件的松动和折裂。

（2）人工牙排列：遵循全口义齿的排牙原则，在不影响美观及功能的前提下，要求上下牙列大致平分颌间间隙，后牙尽量排列在基桩上，前牙排列尽量靠近基桩的唇侧。所排牙列的牙弓形状应与颌弓形状及种植体的排列曲度应基本一致。为了减少侧向力，最好使用无尖塑料牙。不排第二磨牙以缩短牙弓长度，达到减少殆力，缩短支架远端悬臂长度的目的。

在人工牙初步排列完成后，需要在下面有种植体的相应部位的牙齿或基托上垂直钻一孔，以暴露黄铜代型并允许引导杆穿过。

（3）导模(matrix)的制作：首先用慢速手机在石膏模型前牙区中线及两侧第一磨牙区磨切出凹槽作为标志。这些标志可为以后导模能够准确复位提供依据。用雕刻刀将排列牙齿之间的蜡刻清楚，制作导模时就可以使材料流入牙齿之间，便于用导模制作金属支架，容易使人工牙复位，且保持其在导模上的相应位置。

用中等黏稠度的硅橡胶材料制作导模。当材料混合好后，将材料置于前牙区的唇侧和后牙区的颊侧，尤其注意用力将材料推入牙间隙和模型上的三处标志凹槽内，使材料包裹牙齿和引导杆。把导模从模型上取下来，并用雕刻刀修整蜡型舌侧的导模，修整后的前牙区和后牙区的舌侧使以后做蜡型时容易从此进入，凹槽区域为导模复位

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

提供方位。将牙齿仔细从蜡托上取下来，用沸水冲掉残留的蜡，牙齿冲洗后吹干。然后重新放回到导模相应的位置，用少量粘蜡将其牙尖或切端粘结，注意粘蜡要远离引导杆及其孔隙。

(4)支架蜡型的制作：引导杆、金柱状体、螺丝和黄铜代型用于制作蜡型。基桩代型周围以及末端基桩远端用石膏填塞，用引导杆将金柱状体、导模、人工牙固定，熔化的嵌体蜡滴在导模内的人工牙及柱状体周围，蜡型在室温下冷却，不要骤冷以防产生应力。移去导模，并将填塞的石膏去除干净，然后将蜡型重新复位。

将柱状体及远中伸展臂周围多余的蜡去除干净。基桩代型颊侧、舌侧、近远中周围为开放式，柱状体周围做成凹面型以提供清洁所需要的足够间隙，舌侧不要妨碍舌体运动。

游离端桥体的蜡型按照设计的长度，直接与末端基桩的柱状体相连，连接形状为丁字型，此形状对于蜡型很重要，可以增加强度。理想的丁字型宽 4mm，高 6mm，连接在丁字型断面的桥体应离开远中游离牙龈 1～2mm，以防止组织增生肿胀并留出清洁所需要的空间。

前牙舌侧区域，完成线应在引导杆的前面，这样可让螺丝穿过，颊侧和唇侧完成线应在柱状体上 1～2mm，蜡型应为塑料提供足够的空间。金属支架和塑料机械性结合有四种：在引导杆周围做倒凹；18 号蜡做成固位杆；塑料固位球；偶联剂。在制作蜡型时常将上述方法联合使用。

蜡型制作注意事项：

①蜡型必须保证铸造的精密度，以保证铸件达到“被动就位”和防止应力集中于个别种植基牙上。

②蜡型应采用抗铸造变形措施，以保证铸造的支架能够在基桩上顺利就位。

③蜡型应保持金属支架具有足够的强度。特别是支架与末端种植体的基桩的连接处是个薄弱环节，在此区域应加厚，以防止金属支架长时间受力后折断。

④蜡型的唇(颊)面和殆面方向应设置固位形供人工牙附着，并给上部结构唇颊侧的人工牙和塑料基托留有足够的空间，使其既具有良好的颜色效果，又能形成生理外形和凸度。

⑤使用金柱状体铸型时，要求制作支架的金属和柱状体能够熔铸在一起。

⑥在整个蜡型制作过程中，应随时使用排牙后制取的导模作参考，检查蜡型的空间位置是否正确，并做必要的调整。

(5)插铸道、包埋、铸造

①插铸道：间接铸造法用于金属支架的铸造，将 6 号可焙烧塑料杆加热、软化，做成与蜡型相同的弓形，远中部位再用相同的杆支撑住，3～4mm 长的 8 号蜡间断地插在引导杆孔之间的蜡型上，两边远中伸展处再各插一根铸道。

根据蜡型的重量、比重和合金的比重，测算出所需要合金的重量。

②包埋：根据蜡型的情况选择铸圈，使蜡型周围有 10～13mm 的空间，顶部至少有 6mm 的空间。

③铸造：两阶段焙烧，放置铸圈时应注意方向，使远中伸展桥能铸造完全。

4. 金属支架的试戴

(1)口内试戴：支架放在基桩上用金螺丝进行被动拧住，基桩和支架交界显示紧密接触。如果要加力拧螺丝才能达到这样的效果，说明就位不良；如果此时产生疼痛，也说明就位不良，只要出现以上任何一种情况或支架和基桩交界处不密合，支架就必须分割。将支架从口内取出，片切砂片将其切断，注意断面之间距离不应超过 0.4mm，这样有利于焊接。将已分割的支架重新放入口内，检查分割后是否完全就位，并且注意支架断面之间没有相互干扰。

支架片断用自凝树脂连接在一起，可以将自凝树脂注射充满在断面区域，用长裂钻在口内撑住支架，待自凝树脂初凝后，松开引导杆，取出树脂固定的支架。

(2)焊接：如果金属支架在模型上不能完全就位或支架在口内不能完全就位，就需要将铸件分割，然后重新焊接在一起。在后一种情况下，铸件无法去适应模型，而需要模型去适应铸件。将黄铜代型连同周围石膏一起切割下来，以及游离端模型放在支架上，用引导杆把支架、黄铜代型及其周围石膏和游离端模型一起复位在主模型上，再用少量石膏填充在黄铜代型周围。待石膏凝固后，用火焰将自凝树脂去除，清洁断面。

用粘蜡把分割后的支架重新粘在一起，同时

所有焊接的区域都加蜡固定，特别需要注意的是金柱状体和交界处千万不要加蜡。支架用焊接包埋料包埋，待其凝固后，放入沸水中冲去粘蜡，表面再用清洁剂清洗，焊媒放在需要焊接的区域，然后加热膨胀。焊接时，加热需焊接部位的颊侧，把焊金放在舌侧，这样通过温度作用就会将焊金从舌侧吸引到颊侧。完成焊接后，待焊体降至室温，去除包埋料，清洁，重新放在模型上检查。

（3）抛光，再次试戴

①抛光：在喷砂之前应注意保护金柱状体及其交界处，否则会引起交界面的损坏，用橡皮轮打磨和抛光支架。抛光过程中注意不要损坏柱状体，可用不同的打磨机抛光轮和不同速度由粗到细逐级抛光，待抛光粉抛光后，将支架放在超声波中清洗。

②试戴：支架再次放入口内被动就位，仔细检查基桩支架交界处，检查两者交界处 360°所有接触区，然后拧紧螺丝。嘱患者在拧紧过程中，如有疼痛随时告诉医生。如果交界处密合性好，没有产生疼痛，就准备用支架排牙。如果支架就位不良，仍然需要再次分割、粘着、焊接直至完全被动就位。就位的好坏直接关系到修复体的成败，许多问题都是由就位不良引起。

5. 完成义齿

（1）排牙：人工牙可以通过导模和粘蜡重新就位，并利用所做的标志使其完全复位。

机械固位体促进人工牙和基托之间的物理/化学性结合。在人工牙放入导模之前，将每个人工牙舌侧均用慢速手机磨出一个孔，然后将含有人工牙的导模重新就位到工作模型，此时金属支架已在模型上，注意人工牙不要干扰支架上的固位装置。将基托蜡滴入人工牙和支架之中，直到充满导模，待蜡冷却后，把导模从模型上取下来，修整人工牙牙龈外形，在殆架上调整殆接触。

（2）试牙：人工牙排列完成后，将下颌义齿固定在基桩上，检查正中关系及垂直距离是否合适，前牙中线和面部中线是否一致，前牙大小、排列位置、面形的丰满度是否满意。

（3）装盒、填塞塑料：装盒填塞塑料可采用常规装盒填塞法、注模法、光固化树脂法（易出现固化不全，故不主张用）。一般多用常规装盒法，但当引导杆不平行时，就需要更换方法。可用注模程序，如 Ivoclar 是最理想的，由于基托材料是注入，并在压力下固化，就使塑料致密，而且不会产生殆增高。

修复体和工作模型放在下半盒内，待下半盒石膏凝固后，再灌上半盒，然后将型盒放入温水浴中，分开上下型盒，冲蜡清洗。在石膏表面涂藻酸钠分离剂，在金属支架上涂粘结剂能够增加金属和树脂结合，注意粘结剂不要涂在引导杆上，为了防止金属显露，也可同时在金属支架的唇侧涂遮色剂。

填塞塑料、开盒、打磨、抛光。

（二）上颌固定式种植义齿

如果患者要求上半颌种植义齿修复时，可以有多种修复方法供选择：全黏膜支持覆盖种植义齿、部分黏膜支持式覆盖种植义齿，可拆卸混合式种植义齿和烤塑/烤瓷式种植义齿。后两种是上半颌固定式种植义齿，其中前者基本操作同下半颌固定式种植义齿的制作方法。

当上颌牙槽嵴丰满、骨吸收很少，或黏膜不能够承担殆力时，主张使用烤塑/烤瓷式种植义齿，种植体支持的烤瓷更加美观，也更加容易清洁。金属支架上用烤塑或烤瓷饰面各有优缺点，一般认为烤瓷优点是美观，缺点是殆力大易造成种植体周围骨吸收；烤塑优点是硬度适中能保存种植体全周围骨组织，缺点是美观性差，易染色。可将两者结合起来进行修复，支架用烤瓷的完成线为前牙舌侧和后牙颊尖向腭侧 1mm 处，其内和殆面用烤塑，这样结合了两者的优点。

烤塑/烤瓷式上半颌固定义齿的制作：

1. 印模、颌位记录　印模和颌位记录制作过程与前面所述可拆卸混合式种植义齿相同。

2. 支架制作　在殆架上完成上颌人工牙的排列后，如前所述制成导模，将导模内人工牙和蜡型全部去除后，金柱状体引导杆就位，然后导模复位，再将蜡滴入导模内，并包绕柱状体和引导杆，颊侧和切牙唇面回切 1.5～2.0mm，留有烤瓷所需要的空间，颊尖的腭斜面 1mm 处做完成线，腭尖及颊尖完成线内回切 2mm，提供烤塑所需空间，树脂固定球和侧凹用于烤塑固位。然后包埋、铸造。

3. 支架试戴　将支架放在口内种植体上，检查种植体支架交界面，如果交界面位于黏膜下如 UCLA 基桩或 EsthetcCone 基桩，就有必要拍 X

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

线片检查其就位情况，在拧紧螺丝时出现交界面不密合或疼痛时，需分割和焊接。

4. 上瓷　在金属支架前牙唇侧和后牙颊侧上瓷。

5. 口内试戴　将修复体在口内试戴，检查基桩支架交界处是否密合，唇丰满度、切缘位置、中线位置，以及烤瓷的明亮度、饱和度等色彩。然后上釉。

6. 烤塑　在上面检查均满意的情况下，将支架上腭尖和颊尖的完成线以内区域填塞超微树脂，抛光、完成修复体。

四、全颌覆盖式种植义齿

覆盖式种植义齿是全颌种植修复的另一种选择，覆盖义齿可以附着在多个种植基桩提供固位的杆或附着在多个独立的基桩上，患者可以自行摘戴，便于清洁。

覆盖式种植义齿有以下优点：

1. 种植体较少，适应范围广，种植部位选择余地大。

2. 长期戴用全口义齿造成牙槽骨吸收较多时，用覆盖式种植义齿可利用基托恢复牙槽骨缺损，改善唇颊部丰满度。

3. 易于保持口腔清洁。

4. 基托、种植体内部及种植体周围组织所受的应力小。

覆盖式种植义齿也存在着稳定性较差、患者有戴用假牙的心理、易产生不适感等缺点。

(一)附着体的种类及其设计

附着体是覆盖式种植义齿的固位装置，它包括种植体基桩上的金属柱状体，基桩间的连接体及上部结构组织面相对应部位的配套固位装置。根据其结构、形式不同可分为：杆卡式附着体、球扣式附着体、磁性固位附着体。根据其功能不同可分为刚性附着体和弹性缓冲式附着体。刚性附着体为紧密刚性接触，无弹性，适用于以种植体支持为主的覆盖式种植义齿；弹性缓冲式附着体的组织结构之间为弹性接触，在咀嚼运动中允许固定部分与附着部分有一定水平或垂直向运动，适用于种植体和黏膜共同支持的覆盖式种植义齿。

1. 杆卡式附着体　由水平杆和夹卡组成，将水平杆固定在各基桩的金属柱状体上，通过基托内相应部位的槽式套筒及分段夹卡起固位作用。

(1)杆与牙槽嵴的关系

①垂直距离：一般认为，杆与牙槽嵴的垂直距离应≥2mm，以便食物能顺利通过，有利于自洁作用。如果垂直距离过小，则容易产生食物聚集、牙菌斑形成，造成口腔卫生不良，易引起软组织炎症或增生肥大。

②位置关系：应尽量位于牙槽嵴顶上方，不要过分偏舌侧或颊侧。过分偏颊侧，影响人工牙排列；过分偏舌侧，则影响舌体运动。要求杆平面与下颌铰链轴平行，防止种植义齿受力时基桩产生扭矩。

(2)杆的悬臂设计：具有4个或4个以上种植体时，末端基桩可以向远中延伸10mm，以增加固位力。

2. 球形附着体　常用的球形附着体有两个系统：Bonefit球锚系统及Branemark钮扣连接体系统。Bonefit球锚系统的基本结构是球形附着体的阳性部分直接拧在Bonefit种植体内，附着体阴性部分则是金属环形帽状固位体，用塑胶将其固定于基托组织面的相应部位。Branemark钮扣连接体的基本结构是顶端为小球的直接附着在基桩内与种植体连成一个整体，阴性部分则是固定在基托内可置环的橡胶圆圈环。上部结构就位时，小球正好进入橡胶圆环内形成抱球结构固位。

球形附着体一般适用于种植体基桩间的距离大，用杆附着体会影响舌的活动者，以及牙槽嵴前段呈尖型，不宜用杆附着体者。

3. 磁性固位附着体　目前，常用的磁性固位附着体有Jackson和Zhiner磁体系统。基本结构是将一枚软磁合金制成的衔铁嵌入种植体的基桩内或粘结于基桩的顶端，在相应的基托组织面内埋入永磁体。根据固位的需要可以设计两个或三个磁性固位单位，前者分别置于颌弓的两侧，后者是在颌弓的中央部位加放一个磁性固位单位，以利固位。常用于牙槽嵴底平的无牙下颌患者的覆盖式种植义齿。

(二)覆盖式种植义齿的制作

覆盖式种植义齿以杆卡式最为常见，杆卡式覆盖种植义齿的制作如下：

1. 制取印模和模型　印模程序和前面介绍的可拆卸式种植义齿取模方式相似。取初印模，

制带有窗口的个别托盘，然后取含有印模桩和引导杆的终印模，用人造石灌制含有种植体代型的工作模型。

2. *连接杆的制作* 金属柱状体在基桩上就位，并用引导杆固定，然后将杆放在两个柱状体之间。杆是成品的，根据需要的长度切断。用粘蜡把柱状体和杆粘在一起，保证杆与黏膜有 2mm 间隙，松开引导杆，把杆和柱状体一起从基桩上取下来包埋。根据制造商要求进行焊接，焊接完成后，去除包埋材料，清洁，用橡皮轮进行打磨抛光，切勿破坏柱状体与基桩的交界面。

完成后，把杆和柱状体的整体放入口内试戴，检查支架就位情况，柱状体和基桩的密合度。如果就位不良，进行分割、粘着和重新焊接，直至完全被动就位。

3. *制取带连接杆的印模和模型* 将杆柱状体固定后，在金属杆下用软蜡填塞空隙，消除侧凹，取全颌印模，灌制人造石(或超硬石膏)的工作模型。

4. *完成上部结构* 选用预制成品杆附着体的阴性固位体就位于连接杆上，在其上再用蜡或塑料制作基托殆堤。然后按常规制作全口义齿的步骤记录颌位关系，按全颌种植义齿的排牙原则排列人工牙，试戴，最后完成上部结构。

制作上部结构可先按全口义齿的常规步骤完成全口义齿，然后在义齿组织面内放附着体的阴性部分。其步骤是：

(1)将制作好的全口义齿按常规进行试戴，磨除基托边缘的过长部分，调整正中殆与非正中殆等，直到合适。

(2)制备基托组织面附着体阴性部分的位置，即在基托组织面印有基桩及连接杆痕迹的部位，磨出能充分容纳附着体的位置；

(3)将附着体阴性部分套合在阳性连接杆上，调拌自凝塑胶置于备好的基托组织面凹陷内，立即将义齿放入口腔内就位，待自凝塑胶固化后，取下义齿，此时的附着体阴性部分就固定在义齿组织面与阳性部分连接杆相对应的部位。

5. *初戴* 将完成的覆盖式种植义齿在口内试戴，检查其就位情况、固位情况以及殆关系，并进行适当调整。

(章非敏)

参 考 文 献

1 Nikolopoulou F, Ktena-Agapitou P. Rationale for choices of occlusal schemes for complete dentures supported by implants. J Oral Implantol, 2006, 32(4): 200—203

2 Strassburger C, Kerschbaum T, Heydecke G. Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: A literature review. Part 2: Qualitative analysis and evaluation of the studies. Int J Prosthodont, 2006, 19(4): 339—348

3 Penarrocha Diago M, Boronat Lopez A, Lamas Pelayo J. Update in dental implant periapical surgery. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2001, 11(5): 429—432

4 Dawson AS, Cardaci SC. Endodontics versus implantology: to extirpate or integrate? Aust Endod J, 2006, 32(2): 57—63

5 Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, *et al*. Systematic review of survival rates for immediately loaded dental implants. Int J Periodontics Restorative Dent, 2006, 26(3): 249—263

6 Humphrey S. Implant maintenance. Dent Clin North Am, 2006, 50(3): 463—478

7 Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. Dent Clin North Am, 2006, 50(3): 391—407

8 Cho GC. Evidence-based approach for treatment planning options for the extensively damaged dentition. J Calif Dent Assoc, 2004, 32(12): 983—990

9 Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004, 19: 103—108

10 Harrison JS, Stratemann S, Redding SW. Dental implants for patients who have had radiation treatment for head and neck cancer. Spec Care Dentist, 2003, 23(6): 223—229

11 Garcia LT, Cronin RJ Jr. The partially edentulous patient: fixed prosthodontics or implant treatment options. Tex Dent J, 2003, 120(12): 1148—1156

12 Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, *et al*. Ailing and failing endosseous dental implants: a literature review. J Contemp Dent Pract, 2003, 4(2): 35—50

13 Jividen G Jr, Misch CE. Reverse torque testing and early loading failures: help or hindrance? J Oral Implantol, 2000, 26(2): 82—90

14 DeTolla DH, Andreana S, Patra A, *et al*. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol, 2000, 26(2): 77—81

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第16章 Chapter 固定-可摘联合修复

固定-可摘联合修复是利用附着体(attachment)或套筒冠(telescop)等装置将固定义齿、可摘义齿有机地结合起来的修复体。这种修复体一部分固定在全冠或固定桥内,另一部分在可摘义齿的金属支架上或塑料基托的组织面内。利用附着体的阴阳部分相互嵌合,或套筒冠的内外冠之间高度密合的摩擦力而获得固位。

固定-可摘联合修复可用于牙体缺损伴牙列缺损的修复,也可修复牙列缺损。其修复方式较多,一般将单基牙或多基牙的固定修复与缺牙区的可摘义齿修复,通过固位体连接形成固定-可摘联合修复体。该修复体的固位体多采用冠外附着体、冠内附着体、根面附着体,以及套筒冠固位体等。

固定-可摘联合修复具有固定义齿和可摘义齿两方面的优点:对牙体、牙列缺损修复有良好的修复效果;可以更好地保留可利用的残冠、残根;固定-可摘联合修复符合美观的要求,克服了可摘局部义齿显露金属卡环固位体影响美观的不足;有良好的自洁作用;能够恢复咀嚼、语言等口腔生理功能;并具有良好的稳定和固位。

固定-可摘联合修复的固位装置主要采用附着体与套筒冠,故本章分为附着体固定-可摘义齿修复及套筒冠固定-可摘义齿修复两部分。

第一节 附着体固定-可摘义齿修复

早在19世纪末,Pesseo、Carr、Roch等开始使用附着体制作义齿。附着体采用金、铂、钯等材料,通过切割、弯制和焊接等手工方法与义齿的其他部分连接,或连接于嵌体内或焊接在冠套上,附着体的形式是各式各样的,但已具有现代附着体的雏形。1906年Herman Chayes制作的附着体已相当完善,他们设计的是可调节固位力的冠内附着体,成为现代附着体的前身。以后Gollobin、Stern和McCollum附着体都是在Chayes附着体的基础上设计的。这些附着体均为冠内附着体,两个组成部分之间没有活动的空间。瑞士Hans Dalla Bona制作的Dalbo附着体是冠外附着体。

一、附着体的类型

在固定-可摘义齿修复中,附着体的应用越来越广泛,也被各国口腔学者们所重视,附着体不仅用于固定义齿、可摘局部义齿,现在还可应用于覆盖义齿、种植义齿的修复。附着体是一种固位稳定机械装置,如同可摘局部义齿中的卡环,是一种直接固位体,其形式是多种多样的。根据文献报道,其类型大致分为以下几种。

(一)Burns的分类

1. *制作方法和精密程度* 分为精密附着体(precision attachment)和半精密附着体(semi-precision attachment)。前者为金属预成品;后者为塑料或尼龙的。精密附着体采用特殊的合金由极高的精密机加工完成,其耐磨性强,精密附着体各部件均采用标准尺寸。半精密附着体通常采用预成的塑料、蜡型直接铸造而成,价格比精密附着体低得多。

2. *附着体与基牙关系* 分为冠内附着体(intracoronally attachment)(图16-1)和冠外附着体

(extracoronally attachment)(图 16-2)。前者是固定于基牙牙体内的，殆力能顺着牙体长轴传导；后者附着体位于牙冠外，基牙承担殆力相对小。冠内精密附着体由两部分组成，与基牙牙冠相连的凹槽称为阴性部件，与义齿支架或桥体相连的凸形称阳性部件。阴性部件必须位于基牙解剖外形内，若突出易刺激牙龈或进入外展隙与对颌牙接触，影响殆关系。附着体的水平截面有“T”、“H”、“V”形，“H”形接触面积最大，固位力最强。要求精密附着体高度至少应达到 4mm 以上，否则固位力和抗侧向力明显降低。冠外附着体不受基牙大小的影响，主要受牙槽嵴高度、宽度的影响。冠外附着体最常用的是突出型，如 Stebilex、Conex、Dalbo 和 Ceka 附着体等。

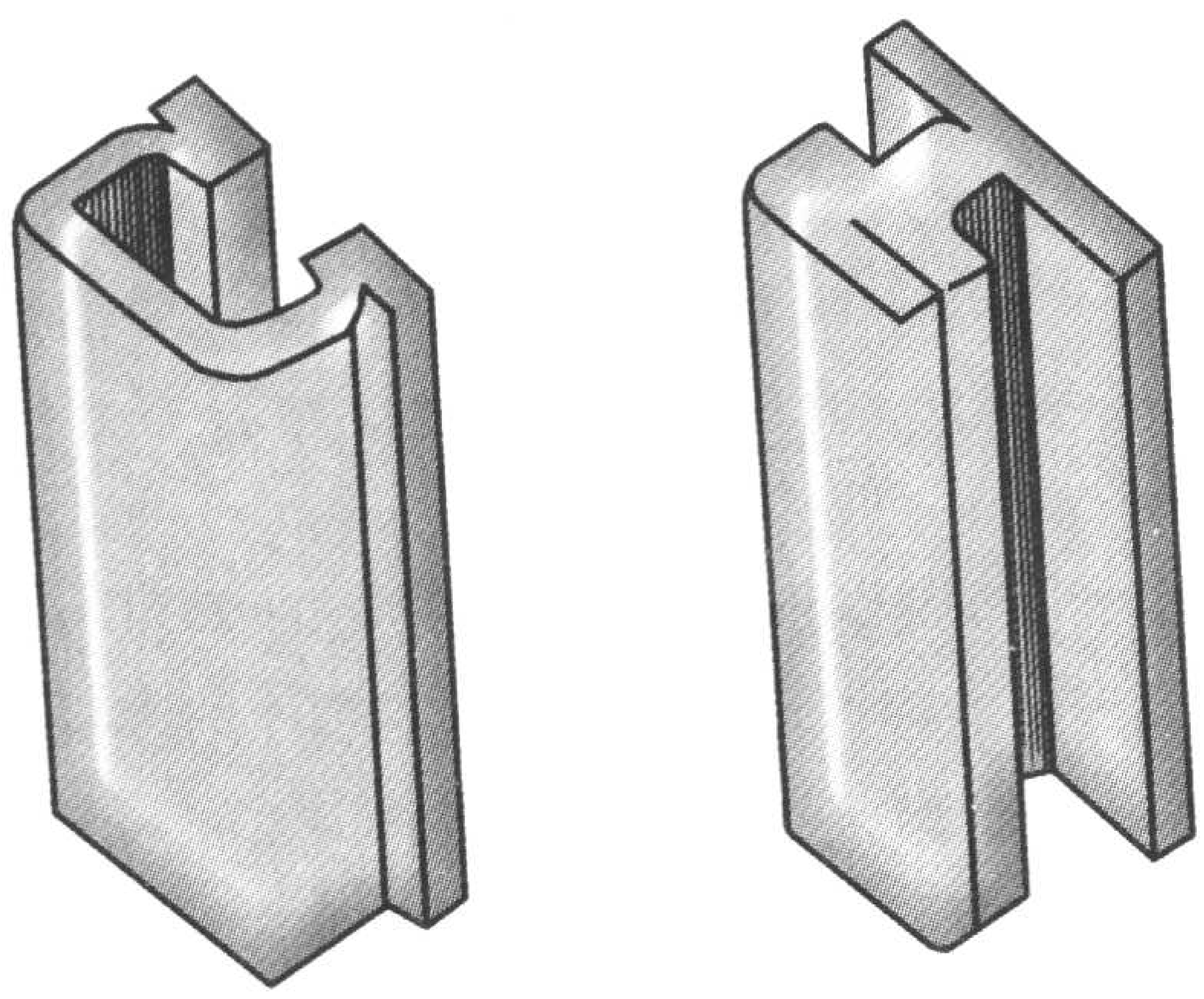


图 16-1 冠内附着体

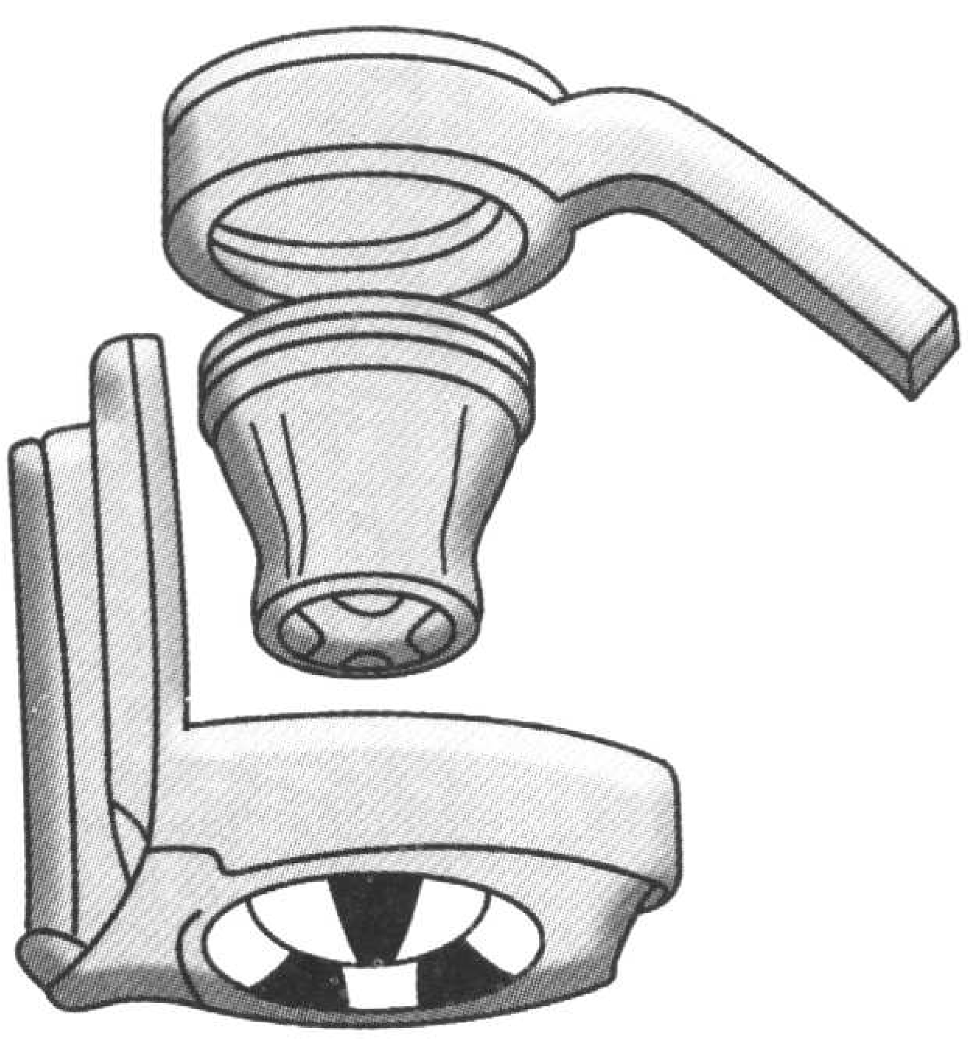


图 16-2 冠外附着体

3. 附着体硬性和弹性 分为硬性(rigid)附着体和弹性(resilient)附着体。一般认为精密的、冠内的附着体属于硬性附着体；半精密、冠外的附着体属弹性附着体。硬性附着体在功能状态下不应有任何运动，弹性附着体是有一定方向、一定量的运动的。这种运动是可向任何方向的旋转运动，或是沿一个方向的铰链运动，又称作“铰链式附着体”。硬性附着体有直接固位体的功能，弹性附着体仅能从基牙上获得固位，而支持和稳定作用要从牙槽嵴上获得。

4. 附着体形状 根据形状的不同，有栓和栓道式(key-key way)附着体，球和窝形(ball socket)附着体，按扣式、杆式附着体等。

(二)Boilet 的分类

Boilet 分类把冠外附着体分为硬性附着体、弹性附着体和杆式附着体。弹性附着体设计在末端游离的牙列缺损修复中，提供应力中断作用，这些附着体没有支撑作用，只能提供固位作用。硬性冠外附着体不具有应力中断作用，这可能会导致基牙的损伤。杆式附着体的杆结构固定于两端基牙的金属全冠内，与其相嵌的夹子连接于支架上，或埋于基托的组织面内。

(三)Becerra 等分类

将附着体分为牙内附着体和牙外附着体。牙内附着体为在天然牙的冠内或根内的附着体，又分为摩擦附着体和磁性附着体；牙外附着体包括悬臂式附着体和杆式附着体。

(四)Preiskel 的分类

将附着体分为四种：冠内弹性附着体、冠内非弹性附着体、冠外弹性附着体和冠外非弹性附着体。冠内非弹性附着体又可分为摩擦固位型和弹簧固位型。

(五)磁性附着体

这种附着体是将衔铁部分固定在口腔内余留牙根上，永磁体固定在义齿基板中，利用二者间的磁引力使义齿保持在牙槽嵴上，而获得固位。

二、附着体固定-可摘义齿的优缺点

(一)优点

1. 保护基牙及牙周组织 采用附着体作为固定-可摘义齿的固位体，尤其是以冠内附着体作固位体，可使作用于基牙上的力顺着牙体长轴传

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

递至根部，减少对基牙的非轴向的𬌗力，保护基牙。固定-可摘义齿多采用联合数个基牙固位，有类似夹板的作用，可使𬌗力得到合理分配，防止基牙应力集中。也可利用残冠、残根作为固位基牙，这样可以防止牙槽骨吸收，保持牙弓应有的形态。冠外附着体可设计成弹性连接或铰链连接，将其应用于游离端牙列缺损修复，可产生应力中断作用，这样可减少基牙受到的扭力，从而达到保护基牙及牙周组织的作用。

2. 具有稳定和固位作用　栓体栓道式附着体、球帽附着体、杆式附着体等都是通过阴、阳性结构的吻合，金属弹性形成可靠的摩擦力；插锁式附着体通过阴、阳结构锁定形成固位力；弹簧珠球式附着体是使球珠通过弹力嵌入凹槽获得固位力；磁性附着体通过衔铁与永磁体之间的吸引力获得固位力。附着体的机械嵌合、锁结结合、磁力作用等，均不会随着义齿的摘戴次数的增加而出现固位力明显下降。固位力强，义齿的稳定效果好，附着体可以起到使义齿稳定和固位的良好作用。

3. 美观　附着体一般放置于基牙的近中或远中部位，也有的安置于基牙的牙根面上。当固定-可摘义齿戴入患者的口腔内，唇颊面无固位体暴露，避免金属卡环固位体显露在口腔影响美观，从而达到患者对美观的要求。若患者前牙区基牙牙冠有龋坏，扭转或是变色牙，则可通过设计成附着体，将改变上述基牙的颜色和形态，使基牙和修复的人工牙的形态、颜色与余留的邻牙谐调，从而达到自然美观的效果。

4. 具有良好的生理功能

(1)发音功能好：采用附着体修复固定-可摘义齿，由于附着体体积小，支持和稳定性好，因此修复体的体积也随之变小，无可摘局部义齿较大的塑料基托。舌体的活动自如、发音清晰，而且患者感觉舒适。

(2)咀嚼功能好：以附着体为固位体的固定-可摘义齿，能获得较好的固位，支持和稳定作用，因此可发挥良好的咀嚼功能。特别是在咀嚼黏性食物时，不易因食物的黏性作用，使义齿脱位。

5. 可根据患者口腔情况选择附着体　当基牙和缺牙区牙槽嵴及黏膜条件均健康时，可设计为以基牙支持为主，或以牙槽嵴支持为主的修复体，采用任何种类的修复体均可；当基牙牙周情况差，牙槽嵴丰满，黏膜健康时，可设计为牙槽嵴支持为主的修复体，如缓冲式附着体；当基牙牙周情况良好，牙槽嵴条件差时，应设计为以基牙支持为主的修复体，如刚性附着体；当基牙和牙槽嵴均差时，应以减轻𬌗力和分散𬌗力为主，可采用压力缓冲式附着体。

6. 可使义齿获得共同就位道　当基牙在牙弓上的位置不正，如基牙倾料移位、扭转、排列错位时，可采用附着体作为固位体，以获得义齿的共同就位道。

(二)缺点

1. 采用附着体作固位体的修复体，价格昂贵。

2. 修复体的制作工艺复杂，需要精湛的铸造技术。

3. 基牙的临床牙冠𬌗龈高度应有 6mm，因一般附着体有 4mm 高度，这样才能提供充分的平行接触面积。而且若切牙、尖牙区采用附着体，要求切牙、尖牙必须具有足够的唇舌侧厚度。若设计冠内附着体应考虑牙髓腔的大小和牙冠形态。

4. 冠外附着体易附着牙菌斑，且牙菌斑不易控制。而且此种附着体不能用于缺牙间隙过窄的患者。

三、附着体固定-可摘义齿的适应证与禁忌证

(一)适应证

1. 前后牙同时缺失，当牙槽嵴伴有缺损，且形态不规则时，可采用固定-可摘义齿修复，根据缺牙的分布选用附着体，缺损的牙槽嵴可用基托恢复。

2. 肯氏Ⅲ类牙缺失，用牙支持式修复体恢复后牙缺牙间隙，可用硬性冠内附着体，这种附着体可提供支持、固位和稳定作用。

3. 单侧游离端缺失(肯氏Ⅱ类)，若对侧牙弓无牙缺失间隙、因设计附着体磨除牙体组织较多，不宜选用附着体作固位体，若对侧牙弓内有缺牙间隙，可设计固定-可摘义齿修复，在桥体上设置附着体。

4. 双侧游离端缺失(肯氏Ⅰ类)，这种缺损情况的义齿需要软、硬组织的共同支持。有些观点

主张用弹性的缓冲式附着体，以保护基牙；有此观点则主张使用硬性附着体，这种观点认为如果有很贴合的义齿基托，牙槽嵴同样能提供和基牙一样的支持作用。尽管上述观点有争议，但游离端缺失修复的基本原则是使殆力均匀分散在基牙和缺牙区的牙槽嵴上。

5. 冠内附着体适用于固定-可摘义齿修复，但要求基牙牙冠的殆龈高度>4mm，有足够宽的颊舌经，以便安置附着体结构。同时基牙的牙周组织吸收不能超过根长的 1/3，牙周炎症已控制，无根尖炎症。如牙髓失活，应做完善地、彻底地根管治疗。

6. 冠外附着体适用于固定-可摘义齿修复，要求基牙牙冠的殆龈高度>6mm，牙冠的颊舌径有足够宽度。冠外附着体适用于各类型的牙列缺损的可摘式修复体的固位体。基牙的牙周组织应健康，牙周无炎症，或炎症已控制。

7. 当牙列缺损，基牙之间又难以取得共同就位道时，可设计固定-可摘义齿修复，并选用附着体作为固位体。

(二)禁忌证

1. 患有全身疾病者，如糖尿病、精神病、红斑狼疮等。

2. 有生理缺陷者，如智力低下，手足残疾。

3. 丧失清洁口腔卫生能力者。冠外附着体固定-可摘义齿应定期从口中取下清洗，冠外附着体位于牙冠之外，易形成牙菌斑，若不清除菌斑，易对牙周组织造成损害。同时附着体固定-可摘义齿修复后还需定期复诊，确保基牙及牙周组织的健康和对修复体的维护。

4. 基牙的牙体、牙周有疾病，尚未经治疗控制者，不宜选为附着体的基牙，否则，将会影响固定-可摘义齿的修复效果。

5. 选作附着体的基牙牙冠高度应在 6mm 左右，若基牙殆龈距过低，或游离牙槽嵴过于低平和狭窄，则不宜采用附着体固定-可摘义齿修复。若采用杆式附着体，牙槽嵴的颊舌径也需有一定的宽度。

四、冠内附着体固定-可摘义齿的制作技术

(一)冠内附着体固定-可摘义齿的组成

冠内附着体固定-可摘义齿由附着体、基牙、人工牙、基托、连接体等组成(图 16-3)。

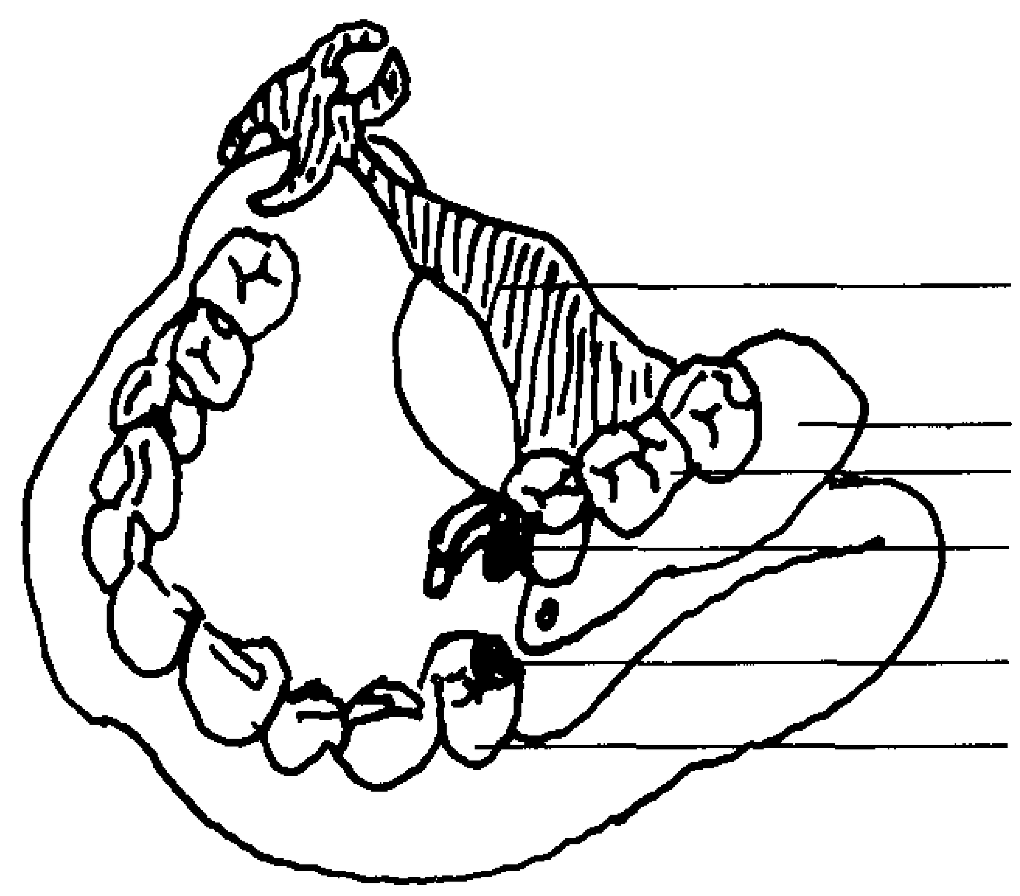


图 16-3 冠内附着体固定-可摘义齿组成

1. 附着体　冠内附着体由阴、阳两部分构成，阴部分为凹形结构或槽形结构；阳部分为附着体的凸形结构或插锁和栓结构，通过阴、阳两部分实现义齿的精密连接。对固定-可摘义齿来说，冠内附着体阴性结构位于基牙的牙冠内，而阳性结构放置于可摘义齿的基托之内。患者通过可摘义齿附着体的连接，可以自行摘戴义齿。固定-可摘义齿一般多用栓道式附着体。要求冠内附着体之间必须具有相互平行的共同就位道，并与义齿其他部分有统一的就位道。

2. 基牙　基牙为冠内附着体承载的部分，对义齿起着主要的支持和固位作用，基牙及其牙周组织要健康，牙冠应有正常的解剖形态和高度。

3. 人工牙　人工牙是用于恢复缺失牙的形态和功能的部分。人工牙根据患者口腔具体情况和患者的要求，可采用成品塑脂牙、金属-塑脂牙，或金属烤瓷牙。

4. 基托　冠内附着体固定-可摘义齿的基托类似可摘局部义齿的基托，起着连接附着体、人工牙的作用，并具有固位、传递殆力和分散殆力的作用。

基托的种类根据设计和患者要求，可选用金属基托(钴铬合金、钛合金等)，也可选用塑料基托。若选用塑料基托，基托内应设计金属支架，并与附着体连接，以增加基托强度。

5. 连接体　连接体主要指冠内附着体固定-可摘义齿中的大连接体。大连接体有腭板、腭杆、舌板、舌杆等，在义齿中主要作用是分散殆力，连接固定-可摘义齿的其他组成部分，并增加义齿的

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

强度和固位。

（二）修复前的检查

附着体固定-可摘义齿修复前，应仔细检查患者口腔软硬组织情况，便于分析病情。同时，了解患者对修复治疗的具体要求和对修复效果的期望。医师与患者共同协商确定修复治疗方案，选择适宜的附着体类型。

在初诊检查的基础上，应着重检查以下内容：

1. *牙列缺损*　缺牙的数目、部位，缺牙区牙槽嵴情况，缺牙区牙槽嵴与对颌牙的殆龈距离。

2. *缺牙区*　缺牙区牙嵴黏膜有无病变及炎症，牙槽嵴顶有无活动性软组织，牙槽嵴形状及牙槽骨的骨质密度，需要时可拍X线片。

3. *基牙*　基牙牙体组织有无龋病，是否为活髓牙，基牙有无松动，有无龈缘炎、牙周炎症。通过X线片了解牙周组织健康状况。若为死髓牙，应检查其是否做过根管治疗，以及根管治疗的效果等。此外，还应了解基牙的牙冠形态是否正常，牙冠高度如何。

4. *余留牙*　了解牙列中余留牙的数目、位置、有无错位、倾斜、倾斜程度，有无伸长、松动及牙周病等。

5. *咬合*　上下牙列的殆关系是否正常，有无深覆殆、深覆盖，正中殆及非正中殆有无早接触，有无殆干扰等。

（三）修复前的准备

1. *洁治*　做全口龈上下洁治，告诉患者保护口腔卫生的知识，每餐饭后刷牙，定期洁治。

2. *基牙*　基牙若有龋病、牙周炎等，应及时治疗。若龋坏面积大，已近牙髓，需做根管治疗。

3. *余留牙*　余留牙中若有残根，根尖有病变者建议拔除。余留牙有龈缘炎或牙周炎者，采用龈上洁治术去除软垢、菌斑及牙石，需要时可辅助以药物治疗，以促进牙周组织的健康。

余留牙中若有2度以上松动牙及严重错位牙，建议拔除。

4. *缺牙区牙槽嵴*　牙槽嵴内有无残根，黏膜有无炎症，牙槽嵴的形状是丰满、低平、狭窄，有无明显的骨突，是否需要处理。

（四）义齿设计

1. *附着体设计*　设计附着体应以使固定-可摘义齿获得理想的固位和稳定为原则。冠内附着体的大小应与基牙牙冠的大小协调，以便使冠内附着体能够完全置入基牙的箱状洞型内。若基牙放置冠内附着体有困难，可适当切削冠内附着体，使其体积减小。体积较大的附着体，接触面积大，摩擦力大，可增加义齿的固位力，并可对抗义齿的水平移位，但附着体的体积增大，不便调节及修理。故附着体的选择和设计，应以成品附着体的阴性、阳性部分均为贵金属或半贵金属为佳。半成品附着体的阴性部分为塑料制品，必须通过与蜡型一起包埋，铸造而成，阳性部分为非贵金属或钛合金。

根据缺牙的部位不同，附着体的设计也有差异。如前牙缺失，伴有牙槽骨明显缺损，可用前牙作基牙，选用前牙附着体，将附着体放在前牙的远中区。前牙附着体小，修复体美观，但固位力小，需与其他附着体或固位装置联合使用。

若为肯氏Ⅲ类缺损，用牙支持式修复后牙缺失，最好选用硬性冠内附着体，这类附着体不仅提供固位作用，还有支持和稳定义齿的作用。

若为游离端后牙缺失，可设计弹性附着体或应力中断式附着体，这样可以保护基牙及牙周组织。如果缺牙区牙嵴丰满，黏膜组织正常也可设计硬性固位体。建议应简单化，同时也可减轻患者经济负担。附着体一般分为成品与半成品，

2. *义齿设计*　固定-可摘义齿的设计，根据缺牙数目，缺牙区牙嵴的丰满度，确定基牙的数目及部位，并确定附着体放置的基牙，使义齿修复后，殆力尽量分散，达到保护基牙牙周组织及缺牙区牙槽骨健康的目的。若基牙之间不易求得共同就位道，可取研究模，在研究模上进行修复设计。

3. *医患沟通*　将检查和准备情况，以及修复设计方案告知患者，并向患者说明采用附着体的类型，附着体与基牙的连接方式，义齿戴入口腔后的牙列情况，所选附着体及固定-可摘义齿的价格等，以便患者认可修复治疗方案，在修复过程中患者予以理解及配合。

（五）基牙制备

冠内附着体必须位于基牙的牙冠解剖外形内，基牙牙体制备量，视冠内附着体的类型而定。如选用栓体栓道式附着体，基牙制备时，应制备出容纳附着体阴性结构的空间，因此要磨除较多的牙体组织。常用的邻面制备有片切法和箱状形方

法。邻面片切法是在完成邻面片切后，在片切面内制备肩台，肩台由基牙颊面正中到近缺隙的邻面，再至于舌面正中，邻面区的肩台宽度以容纳附着体近远中向厚度为限，肩台边缘修整成斜面。箱状形的制备磨除牙体组织较少，各基牙之间的就位道必须平行。当舌侧设计对抗臂时，需另磨除牙体相应部分的牙体组织。

无论采用何种方法制备，在临床上医师难以控制牙体制备的量和精度。Zinner(1992)介绍了一种𬌗导板法，使得临床制备牙体更加准确，而且容易控制。此法是将诊断模型置于观测台上，在观测台上经测量分析作出设计。在余留牙上涂一层 2～3mm 厚自凝塑料，包绕余留牙牙冠𬌗 1/3 以上部分，不应超过牙体最大周径进入倒凹区，待塑料凝固后，在观测台上连同塑料制备模型牙体，核对准确后，取下塑料导板，再将导板转移至患者口内牙列上，此时医师可按导板上的切迹引导备牙。

(六)取印模灌制模型

基牙牙体制备完成后，选择适宜的全牙列印模托盘，用硅橡胶印模材料取印模，应准确获得基牙制备体与缺牙区牙槽嵴黏膜的解剖形态。对于游离端缺牙的患者，为了提高义齿基托的稳定性，减少基牙的负荷，均匀分散𬌗力，应取牙槽嵴功能压力状态下的印模。将印模用硬石膏灌注成模型，待石膏硬固后脱模。检查模型是否完整、清晰。达到要求后，把工作模型制成可摘代模，便于义齿蜡型的制作。

(七)义齿制作

1. *确定义齿附着体及构件的位置*　用平行仪(又称研磨仪)作为观测台决定义齿的就位道，确定附着体或是其他构件的精确位置。

2. *固定部分蜡型的制作*　这部分蜡型的制作与制作烤瓷冠桥相似，与阴性部分连接的基牙，必须恢复其形态及𬌗关系，以便于舌侧固位装置的回切研磨。

3. *阴性部分的连接*　其制作步骤均在平行仪上完成。

(1)将模型放于观测台上，用平行杆测阴性栓的正确位置。制作上颌时，模型可稍向前倾斜；制作下颌时，模型可稍向后倾斜，以便患者容易摘戴义齿。

(2)确定阴栓位置后，用气泡仪定位，防止制作蜡型及打磨抛光时移位。

(3)将阴栓放在转移杆上，确定颊舌向和近远中向后，用蜡与基牙固定，离开牙龈至少 0.2mm。

(4)根据阴栓的就位道，用研磨蜡的钻在基牙舌侧研磨固位针道和导入。固位针道形状呈“Ω”形。

(5)检查蜡型，连接基牙和桥体。

(6)安插铸道，分铸道直径为 3.0mm，主铸道直径为 5.0mm。

(7)包埋：①防止阴栓内形成气泡，先滴入水珠，以便包埋料的顺利流入。②禁用蜡型清洁剂喷成品阴栓部分，因蜡型清洁剂在其表面易形成薄膜，影响精度造成表面不光滑。③忌用 Speed 包埋粉，因阴栓的塑料只有在慢升温至 200℃时，才逐渐气化，急剧升温会影响其膨胀。

4. *铸造*　采用真空铸造，以免氧化膜过厚影响铸件精度。

5. *喷砂*　用 Al_2O_3 喷砂。

6. *打磨、就位*　检查阴栓和阳栓的密合度。

7. *烤瓷*　完成烤瓷部分

8. *注意*　在平行仪上完成舌侧固位装置的抛光，注意阴栓内不可抛光，只能用玻璃珠或 2bar 的压力喷砂。

9. *临床试戴，取集合模*　将带有附着体的全冠在患者口腔内试戴，检查冠边缘适合性，附着体部分的位置是否正确，其底部与黏膜有无适当间隙，间隙为 0.5～1.0mm。检查咬合情况，检查正中𬌗位的𬌗关系，并做咬合记录。按可摘局部义齿的取模法取印模将硬石膏灌注带有附着体的印模中。石膏硬固后脱模，根据咬合记录将模型转移至𬌗架上。

10. *检查集合模，填模型上的倒凹，用硅橡胶复制模型*　在复制模型上制作舌侧固位装置的阳栓部分及支架的蜡型。

11. *铸造，将阳栓及支架就位，然后抛光*　支架与阳栓结构的连接可采用激光焊接或专用粘结剂连接。最后进行排牙、装盒、抛光，完成义齿。

(八)义齿试戴

在义齿试戴前，将义齿固定部分和可摘部分连成整体，并在口内试戴修复体，检查修复体与基牙及牙槽嵴黏膜的密合情况，可进行调𬌗。试戴

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

合适后，在粘固基牙全冠的同时，把修复体戴入口内，做正中咬合。待粘结剂完全凝固时，取下修复体可摘部分，去除冠边缘多余粘结剂，再将修复体完成就位。

附着体固定-可摘义齿初戴时，将附着体固位螺丝调节到最松状态，允许患者自行适应。1周后复诊时调节固位力和殆关系，检查牙菌斑控制情况，必要时可拍X线片。以后常规6个月～10个月随访。若发现基托不贴合，可立即重衬，防止基牙受扭力。

(九)义齿制作及试戴中应注意事项

1. 印模准确　印模及集合模是制作义齿中非常关键的步骤，只有准确清晰完整的印模和模型，才是义齿成功的保证。印模要准确，取模的托盘应合适。口腔情况是千变万化的，必要时可专门制作个别托盘，或取二次印模，以获得精确完整的印模。此外还必须用优质的印模材料取模，用超硬石膏灌制模型，以保证在制作义齿过程中模型不被磨损或损坏。

2. 采用附着体制作义齿，要求精度高，制作过程中的每一步骤均要仔细、准确、一丝不苟地精心制作。

3. 附着体义齿的制作必须采用平行仪，求得各基牙之间的共同就位道，同时采用平行仪进行基牙牙体制备。

4. 试戴时附着体阴性和阳性结构必须吻合，以达到原修复体的设计要求。义齿试戴时，不应给基牙造成扭力。若试戴中出现问题，如阴性与阳性结构不够吻合，义齿翘动，固定-可摘义齿不能就位，应查明原因，不可轻易磨改附着体。

5. 固定-可摘义齿的基牙全冠粘结前，应对义齿进行咬合调整，达到正中咬合时无早接触，前伸殆、侧向殆无障碍，然后再粘结基牙上的全冠。粘结时，注意粘结剂不能渗入附着体阴性与阳性结构之间，以及附着体周围，以免粘结剂固化后，可摘部分无法从口内取出。

附着体义齿的全冠粘结后，立即去除冠周边的多余粘结剂，然后戴入可摘部分。并属患者2h内不得摘下义齿。

6. 义齿试戴初期，应告知患者如何摘戴义齿，必要时，医生可做义齿摘戴示范。

7. 定期随访复诊，一般6个月复诊一次，应进行咬合检查及调殆，告知患者清洁义齿的方法。

五、冠外附着体固定-可摘义齿的制作技术

机械固位装置一部分或全部位于基牙牙冠外者，称为冠外附着体。冠外附着体位于基牙牙冠的近中或远中，缺牙区邻近基牙的人工牙内或基托内。附着体的阳性结构与基牙上的全冠修复体连接成整体，阴性结构与义齿的支架连接，两部分结构形成刚性或弹性连接。其固位力的大小由附着体的设计而定。冠外附着体有锁式固位、弹簧珠固位、铰链式固位、栓体栓道式固位等形式。冠外附着体容易附着牙菌斑，而牙菌斑不易控制。

(一)冠外附着体的基本类型

1. 突出型　突出型体积较大，凸出于基牙牙冠之外，不需在基牙牙冠上制作箱状洞型。因功能不同又分为固定型突出部和连结型突出部。

2. 连结型　连结型附着体可将可摘义齿的两部分连结起来，在义齿与基牙之间不起固位作用。

3. 复合型　复合型由两个不同类型的附着体组成。铰链型复合体位于基牙牙冠之外，直接与冠内附着体连结。当摘去可摘义齿时，口内看不到阳性部件。由于这种类型体积大，结构复杂，制作工艺繁琐，实际应用受到一定限制。

(二)影响冠外附着体固位和稳定的因素

1. 附着体的类型

(1)精密冠外附着体：其阴性和阳性结构均为成品的冠外附着体，这种附着体的固位与稳定性最佳。

(2)半精密附着体：附着体的一部分结构为预成品蜡型，另一部分结构为成品的半精密冠外附着体，其固位与稳定性受到附着体制作因素的影响。故从附着体义齿的固位和稳定考虑，应选择精密冠外附着体，但附着体的成本较高。如选用半精密附着体，必须严格控制附着体制作中的每个环节。

2. 冠外附着体阴性与阳性结构之间的密合度　冠外附着体阴阳结构之间的密合度，对附着体固位效果的影响程度与冠内附着体有所不同。除摩擦力形成的固位力与密合度有密切关系外，其他固位力通过设计的插锁、弹簧珠等固位装置来达到固位效果。因此，冠外附着体两部分之间

的密合度对固位力影响不大。但密合度对义齿的稳定性有较大影响，如刚性冠外附着体两部分之间存在较大间隙，在义齿受到外力时，附着体固定在义齿支架中的结构会产生各方向的动度，义齿稳定性下降，将对基牙及基托下组织造成不利影响。

3. *附着体使用时间* 锁定式附着体随义齿的使用，其锁定结构会产生磨损，但一般对固位力影响不大。

（三）义齿设计

1. 当进行固定义齿修复需要多个基牙，各基牙倾斜度不同，无法取得共同就位道时，可设计成固定-可摘义齿，在固定义齿的一端设计冠外附着体，以求得共同就位道。冠外固位体应选用刚性冠外附着体。

2. 当用冠外附着体作为固位体修复游离端缺损时，应注意当义齿行使功能时，黏膜被压缩会引起义齿翘动，对基牙造成创伤，因此应采用联合双基牙或多基牙进行修复，并取功能性印模，以减少黏膜下沉，增加支持作用。此外，所用的冠外附着体应选择缓冲型冠外附着体，以减轻基牙的负荷，增加缺牙区牙槽嵴的负荷。这样有利于基牙及其牙周组织的健康，修复体使用的远期效果好。

（四）基牙制备

冠外附着体安置在基牙的牙冠之外，其基牙牙体制备的量与全冠相似，若为金属全冠，牙体制备量略少于金瓷全冠。若为联合基牙时，必须注意基牙的共同就位道，基牙制备体的轴壁应尽量平行，以增加冠的固位。同时应制备出足够的空间，以容纳冠外附着体。若基牙有龋坏应及时治疗处理；若基牙过小时，需增加固位沟、或固位针等。

（五）义齿制作

在制作附着体固定-可摘义齿时，应遵循各类附着体的制作要求，以保证附着体原设计的效果。

义齿制作方法首先是取得精确完整清晰的印模，灌注硬石膏模型，在平行仪上确定义齿共同就位道。完成冠外附着体阳性结构，依次完成阴性结构及连接体和人工牙及基托。其方法与冠内附着体基本相似。

六、附着体固定-可摘义齿的应力分析

冠内附着体由阴阳两部分组成。如栓道与栓体附着体，栓道位于基牙牙冠内，栓体结构与可摘义齿支架连接，义齿就位时，栓体沿着栓道方向插入栓道内，两部分结构形成硬性连接。义齿的固位力主要靠栓体与栓道之间的摩擦力。附着体阴阳结构的面积与固位力成正比，接触面积大，其摩擦力大，反之，接触面积小，摩擦力减小。此外，栓道的各轴壁之间相互平行，则栓道与栓体之间能形成良好的摩擦力，使固位力增加。若栓道各轴壁形成锥型，即轴壁聚合度大，则栓道与栓体的摩擦力下降，此时固位力减小。

冠外附着体位于基牙牙冠之外，其阳性结构与基牙上的全冠修复体连成整体，阴性结构与义齿的支架连接，两部分结构形成刚性或弹性连接。冠外附着体有锁式、弹簧珠式、铰链式、栓体栓道式等固位形，其固位力主要是摩擦力、插锁、弹簧珠等获得固位力。

附着体的固位力应达到多少，才能符合修复的要求，关于这个问题，还需要通过大量的力学实验研究才能作出回答。有人认为附着体固位力过大，会引起基牙支持组织的损伤，建议附着体的固位力不超过10N，而单个附着体的固位力为4N。附着体固位力的大小，因附着体的类型和设计形式不同而有差异。目前，多数学者认为附着体的固位力以10～20N为宜。只有当附着体具有适当的固位力时，固定-可摘义齿才可能获得稳定、固位和支持作用，才能发挥义齿正常的咀嚼、语言等生理功能。

（一）冠内附着体及冠外附着体基牙的应力分布

1. *冠内附着体基牙的应力分布* 冠内附着体其阴性结构位于基牙的牙冠之内，当义齿受力后由阳性结构传至基牙上，此时基牙上受的外力是顺着基牙牙长轴传递的，这种力直接传至牙根、牙槽骨而分散。因此对基牙牙周组织无损伤，当然过猛过大的𬌗力除外。

2. *冠外附着体基牙的应力分布* 冠外附着体位于基牙牙冠之外，当附着体受到𬌗力的作用时，基牙所受的力是非轴向力，而是旋转的力。这种旋转力传递至牙根及牙周组织时，力的分布是根的一侧牙周组织受压力，而另一侧受拉力，易造成基牙牙周组织的吸收破坏。故设计冠外附着体时，应尽量设法避免对基牙造成不利的旋转力，可

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

以增加基牙数目及选择适宜的冠外附着体，或增加辅助固位装置。

3. 冠内附着体、冠外附着体基牙及牙槽嵴的应力分析　王炎等采用电阻应变测量法研究，其结果显示冠内附着体的基牙牙周组织(牙槽骨)上产生的应力大于冠外附着体基牙上的应力，冠内附着体主应力的传导方向与基牙的牙长轴方向更接近；冠外附着体在缺牙区牙槽嵴上的应力较大，在缺隙侧基牙远中颈部牙槽嵴产生的应力也较大。

Charkawi应用电测法研究冠外附着体固位的游离端缺损修复，发现将三基牙改为双基牙时，显示基牙支持组织结构的应力没有明显增加，从双基牙改为单基牙时，则基牙的应力值明显增加。

郑元利等采用有限元法研究SJ-I型插锁式附着体固位的游离端缺损的修复，发现将单基牙改为双基牙时，基牙的支持组织的应力值明显降低，基牙数目由两个增加到三个时，基牙支持组织的应力分布无明显改变。

从上述实验结果提示临床上采用附着体作为固位体进行固定-可摘义齿修复时，选用两个基牙较为适宜，不会增加基牙负荷，给基牙牙周组织造成损伤。

(二)缺牙区牙槽嵴的应力分析

固定-可摘义齿因设计和选用的附着体类型不同，缺牙区牙槽嵴的应力值大小及分布也不同。如附着体有硬性附着体，如冠内精密附着体，铰链式附着体；有弹性缓冲式附着体，如Dalbo冠外附着体等。此外，患者口腔中缺牙数目及缺失牙在牙列中的分布不同，缺牙区牙槽嵴的应力状况也有差异。

根据研究认为使用硬性(刚性)的半精密附着体及硬性的Dalbo附着体时，缺牙区牙槽嵴黏膜的应力值较低，这是由于硬性附着体，义齿上受的𬌗力，主要传至基牙，由基牙承担所致。使用缓冲式Dalbo附着体时，缺牙区牙槽嵴黏膜的应力值明显增加，说明基牙支持负荷减小，缓冲式附着体有保护基牙的作用。怎样选用附着体应根据患者口腔具体情况全面综合进行考虑，做到即能保护基牙，又能使缺牙区牙槽嵴黏膜不受过大的𬌗力。

第二节　套筒冠固定-可摘义齿修复

套筒冠固定-可摘义齿是指以套筒冠为固位体的固定-可摘义齿。最早的套筒冠主要在基牙倾斜错位，固定义齿修复不能获得共同就位道时采用。将倾斜的基牙，设计成套筒冠，使固定义齿的两个或多个基牙获得平行的共同就位道。

套筒冠固位体是由内冠和外冠组成，内冠粘结在基牙上，外冠与义齿其他组成部分连接成整体，义齿通过内冠与外冠之间的嵌合作用产生固位力，使义齿获得良好的固位和稳定。义齿的𬌗力由支持基牙或基牙与基托下牙槽嵴共同承担。

套筒冠义齿修复应用于临床已有较长的历史。随着科学技术的快速发展，特别是口腔修复技术和工艺的不断发展，套筒冠的临床应用日益广泛，对套筒冠义齿的生物力学方面的研究不断深入，同时对临床应用的远期效果进行追踪观察，为套筒冠的临床应用提供重要的参考资料。

套筒冠的类型因内冠形态的不同，分为垂直型、圆锥型和卵圆型(图16-4)。根据临床应用研究，修复学界认为圆锥型套筒冠是固定-可摘义齿较理想的固位体。由于这种圆锥型套筒冠固位体，内冠为圆锥型，内冠与外冠之间形成嵌合作用，固位作用好。采用该固位体的固定-可摘义齿稳固性好，可以很好地恢复咀嚼功能。现临床上多设计圆锥型套筒冠。

一、套筒冠固定-可摘义齿的组成

套筒冠固定-可摘义齿由圆锥型套筒冠固位体、人工牙、基托、连接体等部分组成。

(一)圆锥型套筒冠固位体

圆锥型套筒冠固位体由内冠与外冠组成。金属内冠粘结于基牙上，外冠与内冠之间紧密嵌合形成固位力，为义齿提供良好的固位作用。

1. 按圆锥型套筒冠内、外冠接触形式不同分类

(1)缓冲型圆锥型套筒冠固位体：固位体的内、外冠之间存在一定间隙，临床用于基牙数较少，牙周支持组织条件略差，或者为减轻基牙负荷时采用。

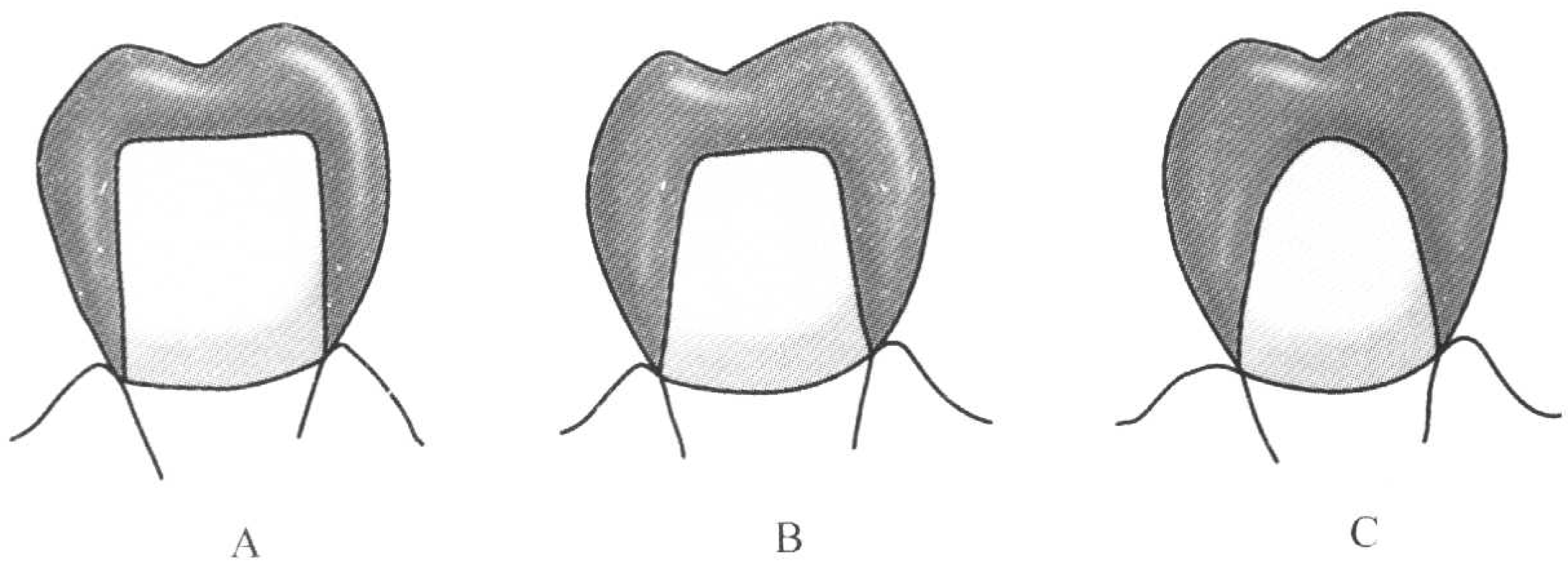


图 16-4 套筒冠的类型

A. 垂直型；B. 圆锥型；C. 卵圆型

（2）非缓冲型圆锥型套筒冠固位体：此类固位体的内、外冠之间紧密嵌合。用于基牙数多，牙周支持组织条件好的牙齿，能为义齿提供良好的支持和固位作用。

2. 按圆锥型套筒冠所用材料不同分类

（1）金属圆锥型套筒冠固位体：该固位体内、外冠均采用同类型金属材料制作。多用于后牙区修复，不影响患者美观。

（2）金瓷圆锥型套筒冠固位体：该固位体内冠用金属制作，外冠为金瓷全冠，适用于前牙及前磨牙修复。

（3）金属树脂圆锥型套筒冠固位体：该固位体内冠为金属内冠，外冠为金属基底上用树脂固化完成。适用于前牙区及前磨牙区修复。

（二）人工牙

人工牙在圆锥型套筒冠固定-可摘义齿中是恢复缺失牙的解剖形态和生理功能的部分，非常重要。根据制作所用材料的不同，分为以下几类。

1. 成品树脂牙　一般多用成品复色层树脂牙，其色泽透明度较好，解剖形态近似天然牙，在人工牙排列及协调 船关系时，容易调磨。而且人工牙与基托之间的结合比较牢固，不易产生人工牙脱落。

2. 金瓷牙　在套筒冠固定-可摘义齿的金属支架的桥体基底上，制作金瓷人工牙，选用与缺牙区邻牙相近的色泽瓷粉堆塑而成。其制作方法与金瓷冠相同。金瓷人工牙多用于牙列内缺牙数较少的修复。

（三）基托

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的基托部分的作用主要是将人工牙和固位体上所承受的 船力，通过基托传递到基托下的支持组织，并将少部分 船力通过基托中的连接体传递至基牙，使 船力分散，达到保护基牙及缺牙区牙槽骨支持组织的目的。此外，基托还具有将人工牙及固位体连接在一起的重要功能。

根据基牙情况和缺牙数目，以及缺牙区牙槽嵴的丰满度设计不同的基托，可选用金属基托或塑料基托。

（四）连接体

套筒冠固定-可摘义齿的连接体分为大连接体和小连接体。用于桥体结构的圆锥型套筒冠义齿的连接体与固定桥相同。

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的大连接体有腭板、腭杆、舌板、舌杆。大连接体在义齿中起分散 船力，增强义齿强度，并将义齿各组成部分连接成为整体的作用。

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的小连接体要求连接强度高、坚固。小接体与圆锥型套筒冠固位体外冠相连接（图 16-5），而且小连接体与基托内支架连接，或与大连接体连接。通过小连接体将固位体与义齿其他组成部分连接起来，要求连接牢固，防止义齿在连接体处折断。造成固定-可

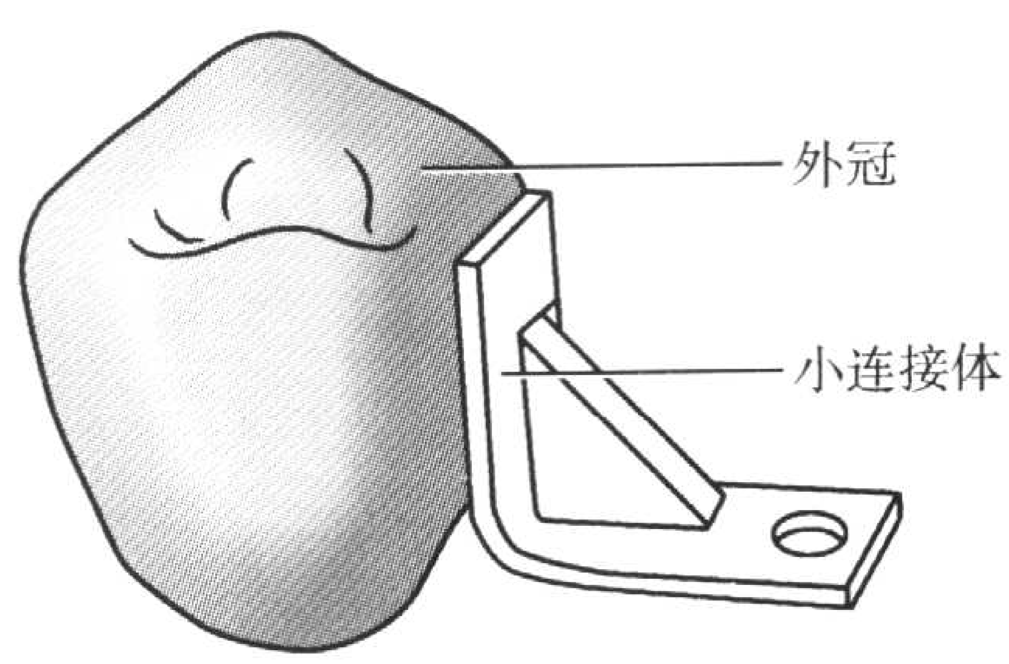


图 16-5 圆锥型套筒冠小连接体

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

摘义齿失败。

二、套筒冠固定-可摘义齿的优缺点

套筒冠固定-可摘义齿可由患者自行摘戴，异物感小，舒适，能恢复良好的口腔生理功能。但也存在一定的缺点。

(一)优点

1. 将残冠残根牙作为基牙　将龋坏造成牙冠大面积缺损的牙、外伤的牙、残根牙作为基牙。但这些牙的牙根必须健康，有足够的长度。做彻底的根管治疗后，做桩核修复，然后就可以作为套筒冠义齿的基牙。无髓牙牙体组织脆性大，但去尽龋坏组织，经根管充填后，制作成桩核，可防止牙体折断及继发龋产生，故可作为套筒冠义齿的基牙

2. 保护基牙及牙周组织　套筒冠义齿承受的𬌗力通过套筒冠固位体传递至基牙上，基牙上所受的力顺着牙长轴传递到牙根的牙周组织，对基牙不产生扭力，故保护了基牙及其牙周组织。

3. 套筒冠义齿长期摘戴不会给基牙造成损伤　圆锥型套筒冠固位体的内冠的金属是高度抛光的，义齿取戴不会给基牙造成不利损伤，而且内冠表面容易清洁，不易附着牙菌斑，防止龈缘炎的产生，使基牙牙周组织保持良好的卫生状况。

当义齿在患者口内就位后，套筒冠固位体的内、外冠接触产生固位力，义齿取出时固位力迅速丧失，对基牙不产生任何不利的外力，故基牙及其牙周组织不会受到损伤。

4. 套筒冠固位力可长期维持　局部可摘义齿的卡环固位体随着戴牙时间和摘戴次数的增加，固位力逐渐变差。而圆锥型套筒冠固位体的固位力不会随着义齿使用时间和摘戴次数而降低。这是由于圆锥体的内冠与外冠紧密嵌合，在反复摘戴摩擦后，不会降低密合度，因此能保持固位体的固位力。

5. 套筒冠义齿对发音、味觉影响小　套筒冠义齿设计精巧，基托范围小，口腔内被覆盖的组织面积少，舒适，异物感小，不影响发音及味觉。但当多数牙缺失，余留牙少，则这种套筒冠义齿的设计，基托面积就比较大，对患者的发音、味觉将会产生一定影响。

6. 美观　圆锥型套筒冠义齿暴露金属少，缺牙区的人工牙的颜色和排列，可根据患者面容肤色及天然牙进行调整，使人工牙与天然牙协调对称，获得自然美观的效果，达到患者心理上的满足。

7. 容易获得各基牙之间的共同就位道　在设计多基牙套筒冠固定-可摘义齿时，通过调整内冠的角度，使多基牙之间获得理想的共同就位道，使义齿顺利地摘戴，不会因基牙数多，给义齿的固位和摘戴造成困难。

8. 调整错位牙　当天然牙缺失，未及时修复，缺牙间隙的邻牙向缺隙倾斜错位，缺失牙的对颌牙向缺牙间隙伸长，形成该区𬌗关系错乱，影响咀嚼功能。圆锥型套筒冠固定-可摘义齿修复，可将倾斜牙，伸长牙进行调整，恢复患者的正常𬌗关系。对严重磨损的前牙切缘及后牙𬌗面，可通过套筒冠修复治疗，恢复磨损牙的牙冠高度，以及上下颌间的正常垂直距离，解除颞下颌关节出现的临床症状。

9. 义齿易于修理　套筒冠固定-可摘义齿损坏后，可将义齿从口内摘下来，为圆锥型套筒冠义齿修理提供方便。

(二)缺点

1. 磨除基牙牙体组织多　为了给圆锥型套筒冠固位体的内冠提供间隙，基牙牙体制备时，切割牙体组织较多，活髓牙进行牙体制备时难度大，易损伤牙髓，或因磨除牙体组织量大，接近髓角或髓室，金属内冠粘结后，遇冷热刺激，容易引起牙本质过敏或牙髓炎症。

2. 颈缘暴露出金属线影响美观　套筒冠固定-可摘义齿反复摘戴后，容易造成固位体的唇颊面颈缘瓷层或树脂层损坏。因此，为了避免固位体瓷层或树脂层的损坏，在固位体的唇颊面颈缘设计一条金属保护线，患者戴义齿后，有时会暴露出颈缘金属线。

3. 暴露金属内冠　当套筒冠义齿取出清洗时，暴露出金属内冠影响美观。

三、套筒冠固定-可摘义齿的适应证与禁忌证

(一)适应证

国外采用套筒冠作可摘局部义齿固位体的较多。有学者对可摘局部义齿所用固位体的类型进

行统计，结果发现可摘局部义齿用套筒冠的为53%；用精密附着体的15%；用卡环固位体的32%。

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿制作工艺要求严格，操作比较复杂，技术要求高，修复体费用较高。在决定采用套筒冠作为固位体设计制作固定-可摘义齿时，应根据缺牙数目、部位，缺牙区牙槽嵴情况，基牙及其牙周组织健康状况，患者对修复设计治疗方案的具体要求，以及患者的经济条件等情况，进行综合分析研究，慎重选择适应证。

1. *游离端牙列缺损*　当口腔内一侧后牙或双侧后牙为游离端缺失时，可选用缺牙间隙前面的邻牙作为基牙，设计圆锥型套筒冠固定-可摘义齿进行修复，可达到满意的修复效果。

2. *多数牙缺失*　当口腔内多数牙因各种原因缺失，余留牙较少时，可采用圆锥型套筒冠作固位体进行修复。当牙齿缺失较多，仅余留5个牙或更少些的牙，在这种情况，临床上常设计为由基牙与黏膜共同支持的可摘局部义齿。将余留牙尽量利用起来作为义齿的基牙，以便对义齿提供固位和支持作用。这种义齿在行使功能时，常会给基牙造成过大的负荷，或者是义齿下沉，基牙的牙周组织受损伤。若采用圆锥型套筒冠义齿修复，由于套筒冠固位体以全冠形式粘结于基牙上，全冠的𬌗面面积大，𬌗力顺基牙牙长轴传递，故基牙可以承受较大的𬌗力，不会给牙周造成不利影响。但在设计基牙时，基牙应分散，布局应合理。这样不仅可减轻基牙的负荷，同时对基牙牙周组织产生生理刺激，而且还纠正了倾斜错位牙。

3. *𬌗重建修复*　当前牙切缘后牙𬌗面严重磨损，与对颌牙无接触，或者上下颌骨之间的垂直距离降低，影响到颞下颌关节发生病变；牙缺失后长期未进行修复，引起缺牙区邻牙向缺隙倾斜移位，对颌牙向缺隙伸长，形成锁𬌗，导致咬合运动受阻；牙列缺损余留牙有反𬌗，引起𬌗干扰；此外，外伤及先天发育不良，牙齿形态异常或错位，引起上下牙列𬌗关系发生改变，如形成开𬌗或深覆𬌗等。这些患者在修复治疗时，不仅需要恢复失牙，还需建立正常的上下牙的𬌗关系。

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的修复可进行缺牙恢复及咬合重建，获得满意的修复效果。通过对基牙内冠的牙体制备和外冠的牙冠形态恢复，人工牙的排列，建立𬌗关系。在圆锥型套筒冠义齿进行过渡性𬌗重建的修复治疗时期，可以对𬌗关系不断进行调整，使颞下颌关节、咀嚼肌、𬌗三者之间达到协调，逐渐恢复咀嚼功能。最后通过圆锥型套筒冠固定-可摘义齿修复达到𬌗重建的目的。

4. *牙周病伴牙列缺损*　当患者有牙周病并有牙缺失时，经牙病综合治疗后，牙周病已经控制，炎症基本消除。为防止牙周病患牙的创伤，常采用固定夹板或可摘式牙周夹板，将患牙周病的松动牙固定起来，减少牙齿承受的扭力，并分散𬌗力，使牙周病患牙的牙周组织逐渐恢复。

圆锥型套筒冠固位体的内冠呈锥形，内冠的金属表面高度抛光，内冠可以在义齿摘下来后进行清洗，因此，可有效地控制牙菌斑的附着，保持患者的口腔卫生。而且若以套筒冠作为夹板，其固位和稳定效果好，对牙周病松牙的制动效果也是令人满意的。

（二）禁忌证

1. *年轻人的恒牙*　年轻人的恒牙，髓角高、髓室和根管均较粗大、根尖孔大，不适宜采用圆锥型套筒冠作为固位体进行修复。若必须采用套筒冠进行修复，必须去髓做根管治疗，才能作为基牙。

2. *伸长或倾斜的活髓牙*　伸长牙、倾斜牙未做根管治疗的，不宜采用套筒冠义齿修复。活髓牙无法达到圆锥型套筒冠固位体内冠的牙体制备要求，若勉强符合牙体制备要求，但容易伤及牙髓组织。

3. *牙周病未治疗者*　牙周病患者未经牙周病综合治疗控制炎症者，不宜采用圆锥型套筒冠义齿修复。若此时制作牙周夹板，以后进行牙周病治疗，如牙周手术等，会产生牙龈退缩，牙根暴露，影响修复后的美观效果。同时夹板也会影响牙周病综合治疗。

四、套筒冠固定-可摘义齿的固位

（一）义齿固位力

固定-可摘义齿的固位和稳定主要是依靠固位体与基牙之间产生的固位力来获得的，固位力的大小对义齿的固位和稳定有直接影响。而义齿的固位和稳定又对义齿的功能有较大的影响，因

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

此要求义齿的固位力应足够大，能满足行使咀嚼功能的需要。有学者认为可摘局部义齿各固位体产生的固位力之和，为1.5～2.0kg，这种固位力是适宜的，此时义齿的固位和稳定是好的，义齿可发挥正常的咀嚼功能。若固位力小于此范围，则义齿容易脱落和不稳定，影响正常生理功能。若固位力大于此范围，义齿摘戴比较困难，容易引起基牙牙周组织的创伤。

可摘局部义齿卡环固位体的固位力与卡环臂进入倒凹区的深度，卡环材料的性能密切相关，其固位力的大小较难控制。而圆锥型套筒冠固位体根据内冠的聚合度可推算固位力，因此义齿固位力比较容易控制。多基牙的圆锥型套筒冠固定-可摘义齿，可根据基牙的条件和位置，选择3～4个基牙，在制作内冠时，将制备体的轴面聚合度控制在6°，义齿的固位力可控制在1.5～2.0kg的范围内，则义齿能达到良好的固位和稳定效果，而且患者摘戴义齿自如。

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的固位力除套筒冠固位体之外，还有基托与黏膜间的吸附力和大气压力起的固位作用，以及连接体起的固位作用。因固定-可摘义齿的设计不同，以上固位结构各自发挥的固位作用有所不同，义齿的缺牙数少，基牙数多时，则圆锥型套筒冠固位体的固位力起主要的作用。相反，义齿的基牙数少或残留基牙的牙周组织破坏吸收多，为减轻基牙的负荷，基托和黏膜间的吸附力和大气压力起主要固位作用。因此，圆锥型套筒冠义齿固位力的调节，除通过调整套筒冠固位体的内冠制备体的轴壁聚合度外，还可根据患者的具体情况调整义齿基托面积，以获得较大的吸附力和大气压力。

(二)影响套筒冠固位体固位力的因素

1. *内冠制备体的聚合度*　圆锥型套筒冠的固位力与内冠的制备体聚合度成反比关系，即聚合度小，则固位力大，反之，则固位力小。

2. *内冠制备体的高度*　有学者经实验研究证实，内冠的𬌗龈向高度对套筒冠的固位力有一定影响，但其影响小于内冠制备体聚合度，特别是当聚合度为0°～6°时，其内冠𬌗龈向高度对固位力的影响较小，但内冠制备体𬌗龈向高度降低时，固位力仍会减小。

由此可见，圆锥型套筒冠固位体的基牙牙冠𬌗龈高度越高，则制备的内冠𬌗龈高度也越高，这种情况套筒冠固位体更有利于获得较大的固位力。

3. *内冠颈部直径*　有学者对圆锥型套筒冠内冠颈部直径进行研究，发现内冠颈部直径越大，则套筒冠固位体的固位力也越大。实验结果显示：内冠高度相同，颈部直径分别为6mm、8mm、10mm。内冠制备体聚合角度为5°时，在内冠上做20kg拉力实验，其固位力分别为0.75kg、1.1kg、1.4kg。并发现无论是𬌗向加载，还是侧向加载，当内冠垂直高度大于颈部直径时，固位力都增大，反之，则固位力减小。

4. *内、外冠的密合度*　内、外冠之间接触关系，因临床设计和要求而有所差异。非缓冲型圆锥型套筒冠固位体的内、外冠之间，是内冠轴面、𬌗面与外冠组织面紧密嵌合的，不易形成间隙，保证了固位体原设计的固位力。

缓冲型圆锥型套筒冠固位体的内冠轴面、𬌗面与外冠之间有一定间隙，其间隙大小根据患者牙槽嵴顶黏膜弹性而定，一般轴面间隙为0.03mm，𬌗面间隙的为0.3mm。受力初期，内冠轴面与外冠有轻度接触，而𬌗面不接触，当𬌗力增加，至基托下组织被压缩到一定程度后，内外冠𬌗面才接触。缓冲型固位体的固位力小于非缓冲型。

固位体的内外冠之间的密合度直接影响固位体的固位力，因此，固位体制作工艺和制作技术的精度，对固位体的固位力也产生一定的影响。

5. *固位体所用材料*　固位体制作所用材料不同，对套筒冠的固位力也产生影响。采用含金量较高的贵金属合金制作内、外冠，获得的固位力较大，而且使用时间长。学者们特别指出，圆锥型套筒冠固位体所用的铸造合金的性质是非常重要的，应具备以下性能：含金量高、硬度高、弹性模量大。此外，还可采用钴-铬-钼合金，其弹性模量是含金量较高的Ⅳ类合金的2倍，而其生物相容性优于镍铬合金，又与高含金量合金相近。

五、套筒冠固定-可摘义齿的设计

套筒冠固定-可摘义齿的设计是该义齿修复的关键部分，与套筒冠固定-可摘义齿的临床修复效果，义齿的成功与失败密切相关。义齿的设计

包括义齿组成部分的设计。

(一)基牙选择

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿多采用多基牙修复，故对基牙的要求条件有些放宽，而且可根据基牙的条件选择不同类型的圆锥型套筒冠固位体。

1. 基牙条件

(1)牙冠：对基牙牙冠的要求条件并不十分严格，各种牙冠形态通过内冠的牙体制备均可作为基牙。大面积缺损的牙冠，患龋病的牙冠，能经过彻底治疗去除病变，经过适当修复，把牙冠制备成内冠基牙所要求的标准，这种牙也可作为基牙，若残冠或残根符合桩核修复者也可作为基牙。

(2)牙髓：一般最好选择已做过根管治疗的牙齿作基牙。老年患者牙齿的髓室较小，所以活髓牙也可作为基牙。而年轻人，牙齿髓室大，髓角较高，作固位体内冠牙体制备时，容易伤及或刺激牙髓组织，引起牙髓炎。因此，这种牙齿不宜选作基牙。

重度牙周病患者，需要采用圆锥型套筒冠固定松动牙做牙周夹板时，或牙列缺损做固定-可摘义齿修复时，须经彻底根管治疗后才能作为基牙。

(3)牙根：圆锥型套筒冠固定-可摘义齿修复牙列缺损或治疗牙周病时，将各基牙连成整体。因此，对牙根的长短、粗细、形态，以及牙槽骨吸收情况要求并不十分严格，一般均可选作基牙。牙列中的前牙、前磨牙、磨牙都可选作基牙。

(4)牙周组织：基牙牙周组织的健康与否，对套筒冠固定-可摘义齿修复效果，咀嚼功能的恢复至关重要。牙周组织健康的牙齿是套筒冠义齿修复的理想基牙。若牙周组织有破坏吸收，牙齿松动，经牙周病综合治疗后，牙周情况有改善，能保存的患牙，仍可作为基牙。若牙周病患者中，个别牙齿牙周组织破坏吸收不超过根长的1/2者，仍可选作基牙，但必须经过完善的牙周治疗，炎症完全控制。

根尖周组织有炎症，经治疗后炎症消除的牙齿也可作为基牙。

2. 基牙的分类　圆锥型套筒冠固定-可摘义齿因牙列缺损的类型不同，基牙的条件和义齿的设计要求不同，将基牙分为三类。

(1)固位型基牙：这类基牙的牙周组织较健康，牙周膜面积较大，且主要为义齿提供固位，同时也提供支持作用。对多基牙圆锥型套筒冠义齿进行设计时，根据临床情况和X线片检查，以及基牙在牙列中的位置来确定固位型基牙的牙位。并根据套筒冠固定-可摘义齿需要的固位力的设计要求，一般选择3～4个固位基牙。此种基牙在牙列中的位置应尽可能的分散，以有利于义齿的固位和稳定，使义齿修复后，既能达到良好的固位和稳定，又可使患者能自由随意的摘戴义齿。

(2)支持型基牙：支持型基牙的主要作用是为义齿提供支持作用。在选择此类基牙时，同样应根据临床情况和X线片检查了解的基牙牙周组织健康状况，以及基牙在牙列中的位置来确定。牙周组织有部分吸收破坏的牙齿，以及牙周膜面积较小的前牙，为了减轻这些基牙的负荷，避免其牙周组织创伤，将这些牙选作支持型基牙。

设计圆锥型套筒冠固位力时，考虑到应方便患者的义齿摘戴，多基牙的圆锥型套筒冠义齿除固位型基牙外，其余基牙均为支持型基牙。

(3)需缓冲型基牙：此类基牙在义齿中无法提供支持和固位作用。需缓冲型基牙一般牙槽骨有明显吸收，牙周组织破坏严重。考虑到保存较短的牙根就能保留少量的完整的牙周膜，使牙周膜的本体感受作用存在，因此，保留牙槽骨明显吸收，甚至于牙槽骨吸收达根长的3/5，仅根尖有牙槽骨存在的患牙，将这种牙作为需缓冲型基牙。

(二)套筒冠固位体设计

套筒冠固位体的内冠粘结在基牙上，外冠戴在内冠的外面，当内、外冠紧密嵌合时产生固位力，使义齿获得稳定与固位。

1. 内冠设计

(1)内冠制备体聚合度：内冠制备体聚合度直接与固位力相关，圆锥型套筒冠义齿中内冠制备体聚合度对固位起最主要的作用。固位型固位体的内冠制备体聚合度一般为5°～6°，这种聚合度可达到义齿固位的要求。支持型固位体的内冠聚合度>6°，需减轻基牙负荷，内冠聚合度≥8°，内冠制备体的聚合度应严格控制，才能达到义齿设计的固位力和对基牙保护作用的要求。

(2)内冠高度：内冠的高度与内、外冠之间的接触面积有关，内冠越高，内、外冠之间的接触面积越大，套筒冠固位体的固位力也相应增大。内

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

冠的高度根据基牙制备后制备体与对颌牙之间的距离而定，应留有圆锥型套筒冠固位体𬌗面和切缘的空间，内冠厚度为0.3mm。

内冠制备体的轴面和𬌗面应平整光滑，轴面不应出现凹陷及凸面，以免影响内、外冠之间的密合。

(3)内冠颈缘：内冠颈缘与基牙龈缘接触，内冠边缘位置应正确，不宜过长，压迫龈组织，也不应过短，使颈部制备体暴露，边缘应无悬突，影响外冠就位及自洁。

2. 外冠设计

(1)外冠形态：套筒冠固位体外冠形态要恢复基牙原有牙冠解剖形态及生理功能，恢复轴面外形，邻接关系，并具有外展隙、邻间隙，𬌗面应与对颌牙有良好的接触关系。

(2)外冠厚度：外冠各轴面厚度为1.5～2.0mm，切缘与𬌗面厚度为2.0～2.5mm，以保证外冠瓷层和树脂层的强度，在义齿反复摘戴时，不会导致瓷层及树脂层折裂，同时也可使固位体具有良好的色泽。

(3)外冠颈缘：套筒冠的固位体，由于义齿经常摘戴，为了增强外冠颈缘的强度，外冠的唇颊面颈缘有金属颈缘保护线，金属线一般为0.2～0.4mm。

外冠颈缘应位于内冠颈缘处，颈缘应光滑，不应有缺陷及悬突。外冠颈缘长度应适宜，不应过短，使内冠颈部金属暴露，不易清洁，并影响美观。

3. 内外冠接触形式　内外冠的接触关系应根据设计选择不同类型。非缓冲型套筒冠固位体的内外冠之间接触密合，固位力强，缓冲型固位体内外冠之间有一定间隙，有缓冲作用，减轻基牙牙周组织的负荷。

4. 固位体材料选择　固位体材料的选择主要是指内、外冠选用的金属材料及外冠塑形所用的材料。选用生物相容性好的金属材料制作内、外冠，而且要求内、外冠的金属材料相同，金属材料中首选贵金属。内、外冠应用相同的金属，防止固位体在口腔内因唾液的作用而产生电流，刺激口腔软、硬组织。

外冠塑形材料一般根据圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的设计而定。如修复体设计为固定义齿，则外冠选用烤瓷或树脂材料进行塑形。若修复体设计为混合支持式的义齿，则一般选用树脂进行外冠塑形。

(三)人工牙设计

圆锥型套筒冠义齿人工牙的设计，主要根据缺失牙的数目，缺牙部位，牙列缺损的类型，基牙、余留牙，以及缺牙区牙嵴的情况进行设计。若缺牙数目少，基牙条件好，非游离端缺失，一般选用支持式圆锥型套筒冠义齿。基牙能承担咀嚼压力，不需要基托来分散𬌗力，则缺牙区人工牙的设计与固定义齿相同。若缺失牙多，基牙条件差，可设计为混合支持。

总之，人工牙的设计除了根据患者口腔中的缺牙具体情况外，还应考虑患者的要求，包括美观的要求和患者的经济条件。以便义齿修复后使患者满意，达到理想的修复效果。

人工牙有金属烤瓷牙，树脂成品牙，金属树脂牙，选用的原则如当前牙缺失，人工牙应选用金属烤瓷牙或金属树脂牙，以增进美观。后牙缺失，人工牙可选用金属烤瓷牙，但当多数后牙缺失，人工牙一般多选用树脂成品牙。

在选择金属烤瓷牙和金属树脂牙作为人工牙时，应慎重，这类人工牙的制作费用较高。

缺牙区人工牙的排列及要求与固定义齿和可摘义齿相同。

(四)连接体设计

圆锥型套筒冠固定-可摘义齿连接体的设计，因义齿设计的支持形式不同而有所差异。基牙支持式圆锥型套筒冠义齿的连接体与固定义齿相同，桥体与固位体的连接为固定连接。

1. 混合支持式圆锥型套筒冠固定-可摘义齿的连接与可摘局部义齿相同，有大连接体和小连接体。义齿中的大连接体其作用和要求与可摘局部义齿相似；小连接体的作用是把套筒冠固位体与义齿的其他组成部分牢固地连接成为整体。

对小连接体的要求：

(1)小连接体必须具有足够的强度，防止受力后连接体折断。

(2)小连接体的连接区域在外冠近中或远中轴面的中1/3处。

(3)小连接体的形状有工字形、柱形、三角形等。厚度约为1.5mm，宽度为2mm以上。小连接体的高度视固位体外冠近中或远中邻面高度而

定，其高度为 3～4mm。

(4)小连接体的底部与牙槽嵴黏膜之间应有 1.5mm 间隙，以便基托的树脂填塞，使小连接体固定在基托树脂内。

(5)小连接体与固位体外冠、义齿支架的连接有两种方式。与固位体外冠的连接可在制作外冠蜡型时，同时制作小连接体的蜡型，二者蜡型相连在一起，蜡型完成后进行包埋铸造，这样使小连接体与外冠连接成整体。此外，小连接体与外冠，或与义齿支架的连接，也可通过激光焊接法连成整体。

2. 基牙支持式圆锥型套筒冠义齿的连接体设计及要求与固定义齿相同。

(五)基托设计

1. *基托的类型* 套筒冠义齿的基托有两种，即塑料基托与金属基托。

(1)金属基托：金属基托是圆锥型套筒冠固定-可摘义齿最常选用的基托类型。套筒冠固位体外冠通过小连接体与基托连接，当采用金属基托时，小连接体与金属基托支架可焊接在一起成为整体，坚固耐用，提高了义齿的强度、连接处也不会折断，提高了义齿远期使用的效果。

(2)塑料基托：当远中游离端牙列缺损，采用圆锥型套筒冠修复时，常常选用塑料基托。因这种义齿长期在口腔内使用后，在咀嚼压力的作用下，义齿下沉，使失牙区黏膜产生压痛，设计为塑料基托便于修改。若牙槽骨吸收，基托与黏膜之间有间隙，塑料基托可以重衬。

2. *基托的范围* 套筒冠义齿基托的范围，根据缺牙的多少，义齿的支持形式，基牙情况，缺牙区牙槽嵴的丰满度，以及黏膜组织的情况而定。使义齿的黏膜组织及基牙等既能承受和分散𬌗力，得到生理性刺激，又能避免过大的外力给组织造成损伤。义齿的支持形式，有牙支持式及牙-黏膜混合支持。因义齿的支持形式不同，基托的范围也有所不同。

(1)牙支持式义齿基托范围：牙支持式圆锥型套筒冠义齿人工牙所承受的咬合力，主要由基牙承担，设计的基托面积可小些。前牙区，前磨牙区牙缺失时，可用桥体式修复，不设计基托，更符合美观的要求。

(2)混合支持式义齿的基托范围：这种形式的义齿，基托伸展范围决定于缺失牙的牙数，基牙的牙周健康状况，缺牙区牙槽嵴高度等。如缺牙多，为减轻基牙的负荷，基托应尽可能地伸展，以增加基托下黏膜组织的支持和应力的分散。

总之，基托应有适当的厚度，边缘应圆钝，外表面光滑，伸展适度，不影响口腔软组织和舌的活动；特别是金属基托的边缘不能形成刃状及锐边，以免损伤口腔软组织；基托组织面应与基托下组织(黏膜)密合，以免患者进食时，基托下堆积食物碎屑，影响义齿发挥正常的咀嚼功能。

六、套筒冠固定-可摘义齿的制作

(一)修复前检查

检查内容基本与冠内附着体固定-可摘义齿的修复前的检查相同，故不再重述。

(二)修复前准备

口腔内准备

(1)患牙拔除：有病变的牙不能治疗时，可以拔除，如三度松动牙，根尖周有严重病变的残根、残冠可以拔除。

(2)牙周病、牙周炎的治疗：对牙周炎或龈炎者，应做龈上下洁治，去除牙菌斑、软垢、牙石等，中、重度牙周炎患牙需做手术治疗，以控制病情的发展。并指导患者如何保持口腔卫生，以有利于远期修复治疗效果。

(3)基牙准备：对患龋病基牙进行彻底治疗，进行窝洞充填或根管治疗；对于伸长牙、错位牙进行适当处理。

(4)取研究模：在研究模上进行修复设计及基牙选择，研究上下牙𬌗关系，各基牙的倾斜度，确定圆锥型套筒冠义齿的共同就位道，各基牙上标记出牙体制备的量。画出义齿设计图，并将研究模按咬合记录转移至𬌗架上。

在研究模上制作树脂暂时性套筒冠义齿。为了便于研究，可取两副研究模型。

(三)义齿制作

圆锥型套筒冠义齿制作的方法有多种，可在工作模型上同时制作内冠、外冠和义齿修复体，也可在工作模型上先制作内冠，将内冠粘结在基牙上后，再制作修复体。

1. *基牙制备*

(1)基牙各轴壁制备出 1.5～2.0mm 间隙，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

前牙切缘及后牙𬌗面制备出 2.0～2.5mm 间隙，以容纳内冠及外冠。牙制备体各轴壁的轴角应圆钝。轴壁向𬌗方聚合度为 6°。

(2)各轴壁的颈部均应制备成宽为 0.3～0.5mm 肩台，肩台可制成直角或斜面。

(3)前牙舌面形态要求制备成斜面，切缘至舌隆突处不要形成凹面，舌隆突至颈部根据内冠要求形成≥6°斜面(图 16-6)。

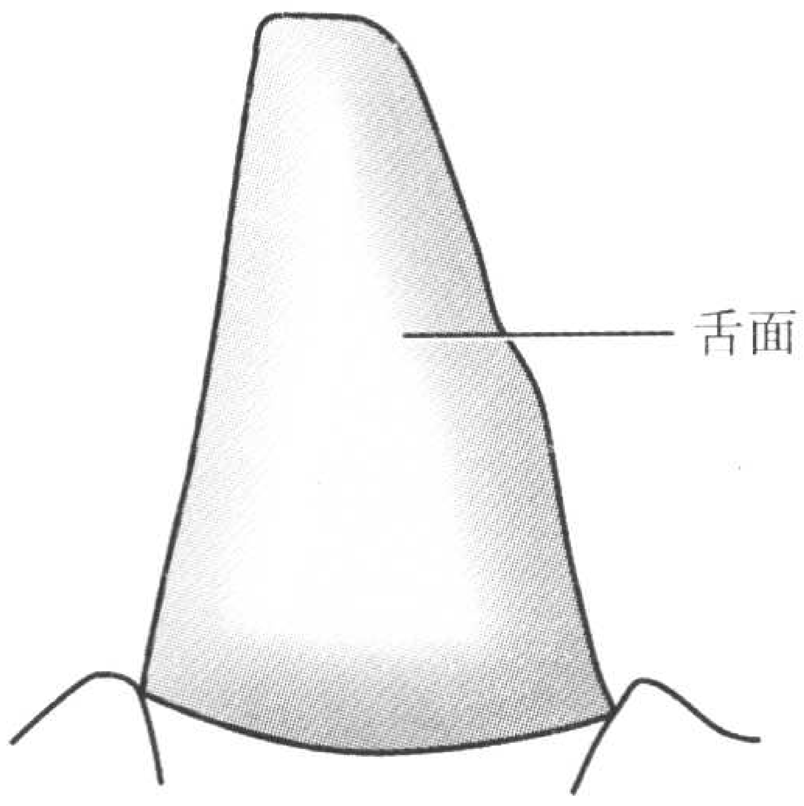


图 16-6　前牙舌面制备形态

(4)唇面应磨除 2.0mm 间隙，唇面应提供足够间隙，以保证瓷层坚固性和色泽与邻牙的协调。

2. 暂时性义齿在口内试戴　将修复前制作的暂时性义齿修整后，放在患者口腔内试戴，如未能就位，再进行修改直至达到就位。取自凝塑料调拌，待聚合至丝状期后，将塑料放入内冠内，再立即放回口内基牙上，待义齿完全就位后，做正中咬合。待自凝塑料固化后摘下套筒冠临时义齿，修整基牙牙冠颈缘多余塑料，抛光义齿。再将义齿戴入口内做正中𬌗、侧向咬合的调整，建立平衡𬌗。暂时义齿的初戴也起到检验共同就位道的作用。

3. 取印模灌制工作模型　选择适合的托盘，取全牙列硅橡胶印模，并取对颌牙列印模。印模应清晰和准确，基牙制备体颈缘应完整清晰。用人造石灌注模型，待人造石硬固后，从印模中取出模型。并将工作模做成可摘式代型。

4. 制作内冠　根据基牙的设计要求，按常规方法完成内冠蜡型。为了使内冠轴壁平整和要求的聚合度，在观察仪上用刀具修整蜡型。然后插铸道、包埋、铸造、抛光，完成内冠。

若为多基牙，为了获得义齿共同就位道，内冠完成后放在口内基牙上试戴，检查内冠颈缘与基牙颈缘是否密合，边缘是否过长，或有缺陷，若有缺损不密合应重新制作内冠。若试戴合适，将各内冠粘结于基牙上。待粘结剂凝固后，去除牙颈部多余粘结剂。

5. 制作义齿

(1)内冠粘结后取印模灌注人造石模型，并将工作模型与对颌模型按照𬌗关系转移至𬌗架上。

(2)制作外冠底层和支架蜡型：按金瓷冠要求完成套筒冠固位体外冠底层的蜡型，应注意唇颊侧颈缘金属线的保护线塑形。按修复体支架的设计，完成网状结构和基托蜡型。在外冠的蜡型近中或远中轴面用蜡塑造小连接体，将外冠蜡型与支架蜡型连成整体，一并铸造，也可在外冠与支架铸造后用焊接法连成整体。

(3)金属外冠与支架在口内试戴：金属外冠及支架完成后，先在口外模型上试戴修改，达到合适后，再放在患者口内试戴修改、调𬌗。

(4)制作外冠唇颊面、人工牙排列、基托蜡型：将支架放在口外模型上完成外冠唇颊面树脂的塑形，排列人工牙，以及基托的蜡型。

(5)完成套筒冠固定-可摘义齿：上述步骤完成后，按常规方法装盒、去蜡、填胶、热处理、打磨抛光，完成义齿修复体。

七、套筒冠义齿戴后可能出现的问题

套筒冠义齿初戴时 1 个月应复查一次，了解义齿使用的情况及出现的问题。此后每隔 6 个月检查一次。套筒冠义齿戴入后，经过一段时间使用可能出现以下问题。

1. 基牙疼痛

(1)基牙负荷过大。修复设计不合理，如缺牙多，设计基牙少；固位体在制作时，内、外冠之间需缓冲的间隙过小，使需减轻负荷的基牙受力过大。

(2)咬合不平衡，有早接触的基牙产生疼痛。

(3)义齿戴入口腔内不稳定，使基牙产生扭力而疼痛。

2. 基牙病变

(1)基牙龈炎及牙周病：由于义齿戴入口腔内后，患者不注意基牙清洁卫生，牙垢堆积引起龈炎，龈炎未能控制进而发展成牙周病。

(2)龋病：最常见的原因是内冠颈缘与基牙不

密合，基牙不能自洁，食物碎屑堆积，引起龋病。

3. *牙面脱落*

(1)外冠颈缘保护线宽度不足：当义齿多次摘戴时产生应力，使外冠金属底层与瓷层或树脂层之间分裂，出现折裂或牙面脱落。

(2)义齿初戴时，咬合未调至平衡，义齿前伸和侧运动时有早接触，早接触区受力过大，使牙面折裂或脱落。

4. *义齿折断* 套筒冠义齿的折断多发生在固位体外冠的小连接体处。一般原因多为外冠邻面小连接体处强度低，特别是远中游离的牙列缺损修复，由于游离端受力，基托下沉，软组织被压缩，小连接体处产生应力集中，应力过大，引起金属折断。故设计小连接体时应注意增加其强度。

（赵云凤　高法章）

参 考 文 献

1 冯海兰．固定-活动联合修复体．国外医学口腔医学分册，1994，21：9
2 张德贵．精密附着型可摘局部义齿．国外医学口腔医学分册，1995，22：339
3 冯海兰，李连生，孟焕新．固定-活动联合修复方法临床应用的初步报告．中华口腔医学杂志，1996，31(5)：263
4 张富强．口腔修复基础与临床．上海：上海科学技术文献出版社，2004：281，287
5 马轩祥．口腔修复学．第5版．北京：人民卫生出版社，2003：281，298，300
6 贾安琦，骆小平．栓式附着体在非游离可摘义齿中的应用．临床口腔医学杂志，2000：16(3)：155
7 贾安琦，徐默茵，张文云，等．不同附着体固位力的体外测试．临床口腔医学杂志，2003，19(4)：229
8 赵铱民，林丽红，董 洁，等．磁性附着体固位的固定-可摘式部分义齿．华西口腔医学杂志，2002，20(2)：115
9 李建军，冯海兰．双套冠及杆附着体式覆盖义齿的咀嚼功能研究．现代口腔医学杂志，1999，13(3)：192
10 张富强．圆锥型套筒冠义齿．上海：上海科学技术文献出版社，2002：22－24，32－37
11 张富强．套筒冠义齿修复Ⅰ．套筒冠义齿的组成及固位．中华口腔医学杂志，2005，40(2)：163
12 张富强．套筒冠义齿修复Ⅱ．套筒冠义齿的适用范围和注意事项．中华口腔医学杂志，2005，40(3)：255
13 邓 炜，谢东明，李树林．套筒冠义齿修复上颌多数牙缺失4例报告．临床口腔医学杂志，2004，20(7)：417
14 Wolfe RE. Extracoronal attachments. Dent Clin North Am，1985，29(1)：185
15 Panno FV. Crown preparations for semiprecision attachment removable partial dentures. Dent Clin North Am，1985，29(1)：117
16 Zinner ID. Locking Types of semiprecision attachments. Dent Clin North Am，1985，29：81
17 Seibert JS，Cohen W. Periodontal considerations in preparation for fixed and removable prosthodontics. Dent Clin North Am，1987，31(3)：529
18 Burns DR，Ward JE. A review of attachments for removable partial denture desigen. Classification and selection. Int J Prosthodont，1990，3：98

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第17章 牙周病的固定修复治疗

Chapter

牙周病是一种发生在牙齿支持组织的慢性疾病，其主要特征是牙齿的一侧或多侧的牙龈沟加深，逐渐形成牙周袋。牙龈红肿、长期溢脓，晚期常发生牙周脓肿。

牙周病是人类两大口腔疾病之一，在世界范围内有较高的患病率，在我国牙周病的患病率高于龋病率。随着我国进入老龄化社会，牙周病，尤其是牙周炎更将成为突出的保健问题。

牙周病会导致牙槽骨吸收破坏，牙周组织出现病理性改变，牙齿松动移位，患者感到咀嚼无力。病情未得到及时、合理的治疗，继续发展，可导致牙周病患牙自行脱落或被拔除。

牙周病的修复治疗是牙周病的综合治疗方法之一，牙周病的修复治疗主要有调殆、夹板固定等。修复治疗的目的是调整咬合，去除早接触点，消除创伤殆，减轻患牙的牙周组织的负荷；固定松动牙，使殆力由多数牙承担，并减轻或消除在行使功能时患牙的松动度和移位，使牙周组织获得生理性休息，为牙周组织的愈合创造条件；提高患者的咀嚼功能，以利于食物的消化和吸收，从而促进患者全身的健康。

正畸治疗是将错位的患牙复位，再用夹板固定，以保证复位后的位置和疗效，并改变患者面部畸形。

在牙周病修复治疗之前必须进行口腔内科治疗，如洁治、牙周手术。从而控制牙周炎症，消除致病因素，防止牙周组织的破坏继续发展。

第一节 牙周病修复治疗的依据

一、牙周组织对外力的反应

（一）牙周组织的结构特点

牙周组织包括牙龈、牙周膜、牙槽骨。牙周膜是居于牙根与牙槽骨之间的结缔组织，又称为牙周韧带。牙周膜所在的部位，称为牙周间隙。该间隙介于牙骨质与牙槽致密板之间。牙周膜纤维一端伸展到牙骨质内，另一端伸展到牙槽骨内。

Курляндский 提出，成年人平均上颌牙周膜厚度为 0.2～0.22mm，下颌牙周膜厚度为 0.15～0.22mm。牙周膜的厚度随着牙齿的发育、年龄和功能的变化而改变（表 17-1），也因病理性变化的结果而改变。牙周间隙也随着牙齿的萌出和殆关系的建立逐渐扩大。发育良好，功能正常的牙齿，牙周膜厚度为 0.2～0.25mm。无功能牙的牙周膜功能降低，牙周厚度为 0.1～0.15mm。未萌出牙齿的牙周膜厚度，较具有正常功能的牙齿的牙周膜厚度小，为正常牙周膜厚度的 1/5～1/2，为 0.05～0.1mm。

牙周膜是由结缔组织纤维构成的，纤维形成短而粗大的束，直径为 4～10μm。牙周膜为牙齿的支持系统和韧带系统。牙齿借助于牙周膜来维持其位置的相对稳定。牙周膜因有水平向纤维和斜向纤维，将牙齿固定在牙槽窝内，故具有韧带作用。牙周间隙内充满液体，有血管、淋巴管，具有缓冲功能。牙周间隙内有神经纤维末梢和本体感受神经，故具有传递感觉和刺激到神经中枢，调节和控制咀嚼压力及定位的功能。

表 17-1　15 个人颌骨 172 个牙齿不同年龄牙周膜平均厚度(mm)

年　　龄	牙槽顶	根的中部	根尖端	平均值
11～16 岁 4 个颌骨 83 个牙齿	0.23	0.17	0.24	0.21
32～50 岁 5 个颌骨 36 个牙齿	0.20	0.14	0.19	0.18
51～67 岁 5 个颌骨 35 个牙齿	0.17	0.12	0.16	0.15
25 岁(1 例)1 个颌骨 18 个牙齿	0.16	0.09	0.15	0.13

当患牙周病时，牙周膜被破坏，由其他组织所代替，牙槽骨、牙骨质产生吸收，牙齿因失去牙槽骨的支持，而逐渐变松动。

(二)牙周组织对外力的反应

在咀嚼运动中，为了将食物压碎研细吞咽下去，下颌必须做上下、前后、左右等方向的有规律性的咀嚼运动。在这种咀嚼运动过程中，主要参与咀嚼的牙齿是前磨牙、磨牙，以及行使切割的前牙，均要承受轴向(垂直向)和水平向(侧向)的力。当牙齿受到轴向力时，大部分牙周膜纤维受拉力或牵引力而紧张，共同来分担该牙承受的力量。当牙齿受到生理性牵引力时，牙槽骨出现骨质增生。而当牙齿受到水平向力时，则牙齿产生倾斜移位，牙周膜纤维一侧受牵引，另一侧受压迫。若超过生理范围，则牙周组织出现病理性损害。

Messerman 曾做过相关实验，即顺着牙齿长轴加力，加到5 788.9N时，受力的牙齿产生移动。而当施加水平向力，加力到 93.51N 时，牙齿便产生同样的移动。因此，轴向力与水平向力的比率为 62∶1。三谷春保(1980)报道轴向力与水平向力比值为 32∶1。

唐亮、赵云凤于 1991 年采用三维有限元法分析固定桥基牙的牙周膜应力情况，研究加载方向对基牙牙周膜应力分布的影响。结果显示垂直向加载时，牙周膜的应力小，约为水平向加载的 1/4。并证实水平向加载不仅改变了应力值的大小，也改变了应力分布的规律。

根据上述实验证实：一个健康的牙齿，可以承受较大的轴向(垂直向)力，但只能承受很小的水平向力，这充分说明作用力的方向不同，牙周组织的反应也不同。

(三)单根牙和多根牙的牙周组织对外力的反应

牙齿的牙根分为单根和多根，因此牙齿为单根牙和多根牙。当单根牙受到水平向力时，牙齿向受力方向倾斜移动。经组织切片证实：其动度最小点位于根尖 1/3 和根中 1/3 交界处(图 17-1)，此点为牙齿倾斜移动的支点。在倾斜移动时，一部分牙周膜纤维受到过大的牵引力，而另一部分牙周膜纤维受到压迫。受压侧产生骨质吸收，受牵引侧产生骨质增生，故使牙齿向着受力方向倾斜移位。牙齿倾斜后，这时该牙齿受的𬌗力为非垂直向的压力，因此，实际上这种牙齿受到的是更大的倾斜外力，促使受力牙逐渐松动、移位，甚至脱落。

当多根牙受到水平向力时，如下颌磨牙受到近远中向外力时，其支点位于两个牙根之间的牙槽骨顶、根分叉之间的骨组织，施力侧的牙根向𬌗方升起，另一根则被压向牙槽窝内(图 17-2)。这

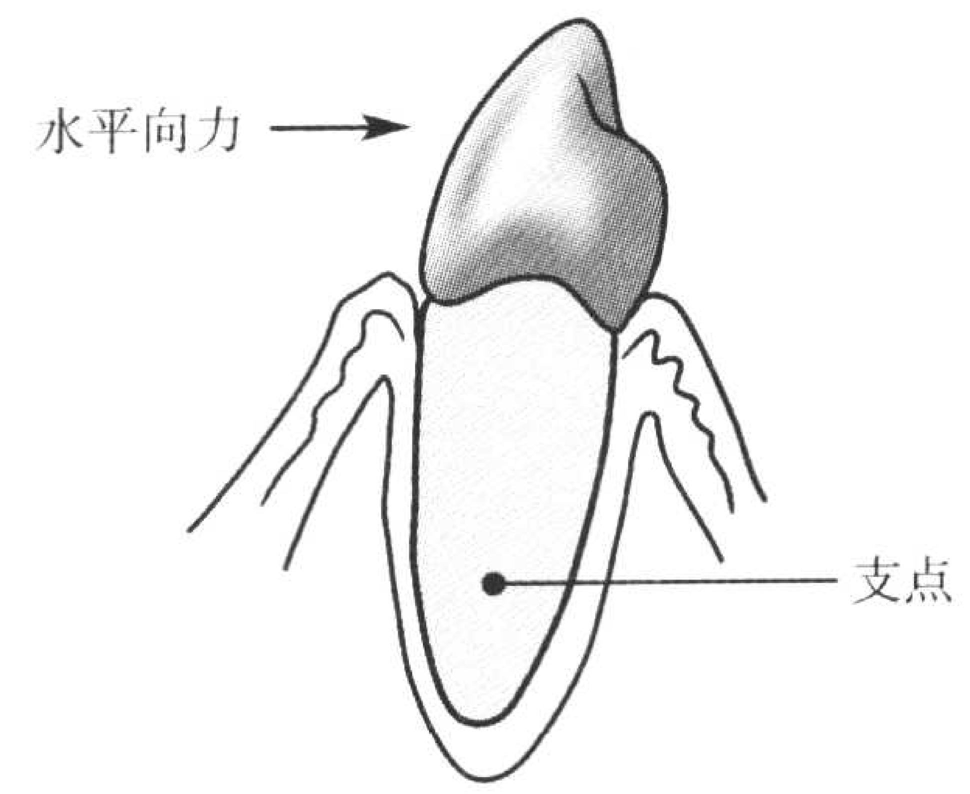


图 17-1　单根牙受水平向力时形成的支点

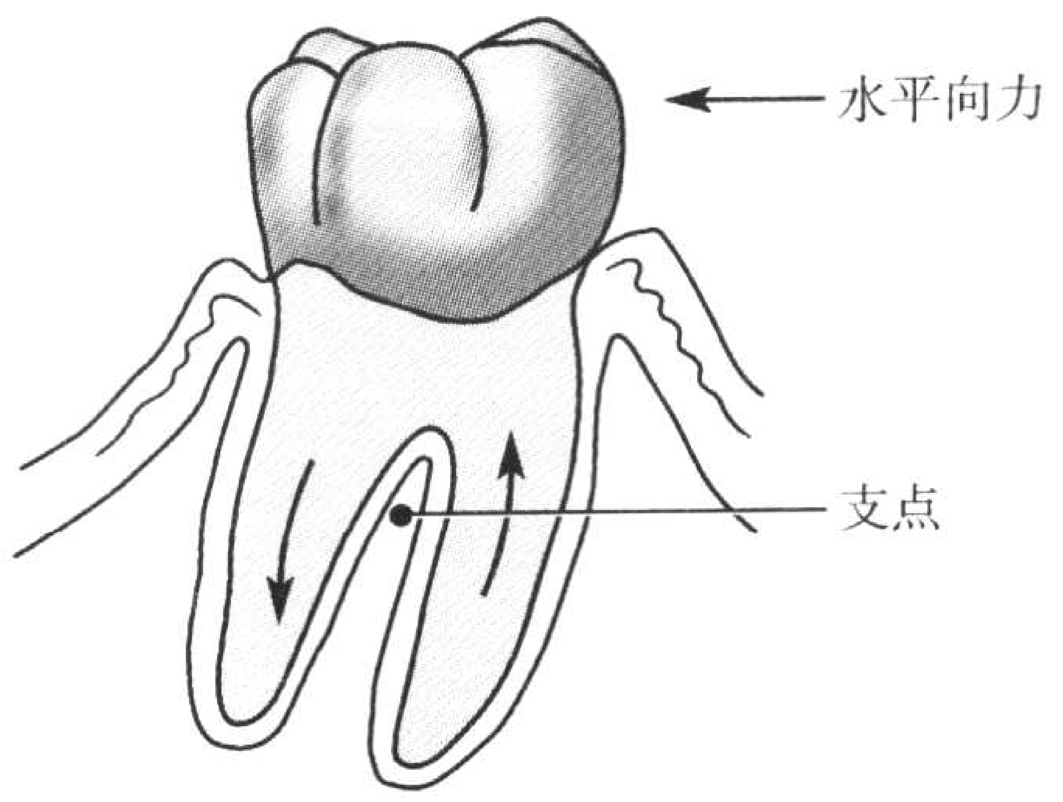


图 17-2　多根牙受水平向力时形成的支点

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

时大部分牙周膜纤维受到牵引力，所以，多根牙不易倾斜移位。多根牙对水平向力的耐受性大于单根牙。

根据上述多根牙牙周组织对外力的反应，可以将多数单根牙用修复方法固定起来，形成多根牙，这样就可以使大部分牙周膜纤维受到牵引力，更有利于对抗侧向外力，并防止单根牙倾斜移位。

二、发挥牙周组织的储备力

从咀嚼功能试验、𬌗力测定和临床实践，证实人类咀嚼肌和牙周支持组织在正常生理情况下，具有一定的储备力。日常咀嚼食物时，咀嚼肌和牙周支持组织没有发挥出全部力量，仅使用了一半的力量，尚有一半力量储备起来。根据 Black 对𬌗力的研究，认为𬌗力就是咀嚼压力，𬌗力的大小受牙周组织感受器所控制。切牙𬌗力为 20～30kg，磨牙为 40kg，提升下颌的咀嚼肌力为 90～150kg。我们日常咀嚼食物仅使用了 10～20kg 的咀嚼压力，故尚有一半以上的力量储备起来。

由于每个健康的牙齿均有一定的储备力，故当牙齿松动或牙列内牙齿缺失时，可以将邻牙或余留的健康牙的储备力动用起来，以代偿功能不足患牙的功能。

牙周病修复治疗的基本依据，就是通过牙周夹板固定松动牙，充分发挥各牙牙周组织的储备力，以代偿功能不足患牙的功能，减轻患牙的负荷，使其能够得到生理性休息，促使组织的修复和愈合。

有学者曾做实验，将各组牙齿分别固定成为一个整体，而后进行𬌗力测定，测得前牙组𬌗力为 60～75kg；后牙组𬌗力为 90～150kg，均较原来的单个牙的𬌗力增加 2～3 倍。而且当测量时，咀嚼肌已感觉疲乏，但牙齿尚未发生疼痛。这说明各个牙齿固定成为整体，就动用了每个牙齿的储备力。牙齿相互依靠，紧密接触，共同支持，从而发挥了更大的咬合力。

根据上述原理，当牙齿患牙周病时，牙周支持组织被破坏，牙槽骨吸收，牙周组织的耐受力下降，咀嚼功能减低，牙周组织储备力也相应降低，或逐渐丧失生理性的储备力。由于正常的健康牙齿具有一定的储备力，故可以利用几个健康牙或比较健康的牙，与患牙周病的松动牙固定在一起，以代偿功能不足患牙的功能。牙周病修复治疗的目的就在于此。

𬌗力的大小与参加咀嚼的牙齿数目、肌力、牙周组织的健康状况，性别、年龄、咀嚼习惯等有密切关系。牙周储备力与上述某些因素也有一定关系。患牙周病后，牙周支持组织发生病变，牙周膜发生炎症，牙槽骨吸收，牙周耐受力降低，牙周储备力也下降，或失去生理储备力。有学者认为当牙槽骨吸收到根长的 1/2 时，该牙就失去储备力。当牙槽骨吸收较多时，牙周组织的感受器也受到影响发生改变，则牙齿发生病理性松动。

三、松牙固定的力学原理

(一)松牙固定的力学原理

在人们日常咀嚼运动中，牙齿要承受来自各个方向的𬌗力，如咀嚼时有上下咬合运动，前伸咬合运动，以及向左、右侧的运动。Glickman 提出，𬌗力是肌肉组织在咀嚼、吞咽和语言时产生的力量，经过牙齿传导到牙周组织上，这些力量是功能时的同步平衡，在牙齿萌出时引导牙齿的排列，保持牙在牙弓上的一定位置。牙弓的形状并不是静止不变的，是通过各种𬌗力的平衡来维持的。

1. *调𬌗建立无障碍性咬合* 牙周病修复治疗，主要是利用夹板将松动牙固定起来，进行调𬌗，重新调整𬌗力的方向，同时建立无障碍的功能性接触。从而消除对牙周组织的有害刺激，得到生理性刺激，使牙周组织得到修复。

2. *夹板固定松动牙，改善了患牙的冠根比例* 夹板位于牙冠最大周围线处。夹板连接的不仅有松动牙，还有健康牙及较健康的牙，因此用夹板固定松动牙，增加了每个牙齿牙根的支持面积。而且将多数牙连接固定在一起，改变了牙齿承受𬌗力时牙齿的支持点，使支点向牙冠方向上移，有利于𬌗力的分布，改善了患牙牙冠与牙根的比例，增强了抗力。

3. *夹板固定松动牙，改善患牙的松动度* 患牙周病的牙齿经夹板治疗后，牙齿稳定在夹板内，可以更好的对抗近远中向、唇舌向、颊舌向的𬌗力，可适当的减轻来自𬌗方的轴向压力。更重要的是消除了侧向𬌗力对牙周组织的损害，使牙龈组织能再附丽，牙槽骨再生，并增加牙周纤维的附丽面积，改善患牙的松动度，使牙齿逐渐稳固。

Glickman 的动物实验研究证实：当夹板内的

某个牙齿承担过大的殆力时，夹板内其他的牙齿可以分担其殆力。因此，说明夹板固定后，可以分散每个牙齿上承受的殆力，因而有利于牙周组织的愈合。

4. *牙周夹板的设计* 牙周组织对外力的反应证实轴向力对牙周组织是有利的，而侧向力或水平向力对牙周组织是有害的。因此，设计固定松动牙的夹板时，应特别注意克服或消除对牙周组织有害的侧向外力。

目前临床上常用的牙周夹板有直线型和弓型两种。Prichard 指出：夹板内应有足够多的牙齿，以对抗施加在颊舌向和近远中向的外力。直线型夹板在牙弓内对抗颊舌向外力是无效的。设计前牙夹板或后牙夹板时，均应包括尖牙在内，以改变夹板内的牙齿均在同一平面内的状况。天然牙在咀嚼运动中，颊舌向的动度大于近远中向，这是由于近远中向前后均有牙齿相互接触的缘故。因此，设计牙周夹板固定松动牙时，应特别考虑如何防止颊舌向力对牙周组织的损害。

Ward 的研究证实：直线夹板的旋转中心通过或接近根尖 1/3 处，当夹板受到外力时，夹板顺着旋转中心移动，故不能有效地对抗颊舌向的外力。当夹板做成弓型时，后牙夹板向前延伸到前牙，或伸展到对侧牙弓的后牙。当后牙受到侧向外力，超过生理耐受力时，夹板将围绕牙弓的转动中心移动，其旋转中心是经过夹板两侧最末基牙的根尖 1/3 处，并位于各牙的舌侧。弓型夹板转动中心位于各牙的舌侧，有助于对抗侧向扭力，以保护夹板内的牙齿。

在日常咀嚼食物时，上下牙齿受力的方向是不同的，这主要是受上下牙殆关系的影响。因此，在具体设计牙周夹板时，除按照上述原则外，还应适当考虑上下颌牙齿受力的方向，使牙周病的修复治疗更能获得满意的远期效果。

四、改善患者全身的健康

牙周病的修复治疗主要是夹板固定和调殆。而且调殆是在夹板将松动牙固定后进行，因未固定前在松动牙上调磨，会使牙周组织受刺激，并给患者带来痛苦，同时因患牙松动也无法进行磨改。

患牙周病后，患牙松动、移位、破坏了咬合平衡，造成殆创伤。采用调殆的方法，去除早接触点，消除创伤殆，建立生理性殆，促使牙周组织的健康发展。故调殆的目的是消除有害的殆力，均匀的分散殆力，使更多的牙齿承担负荷。建立功能性刺激，以维持和促进牙周组织的健康，减缓或停止牙周组织的破坏过程。

患牙周病后，牙周骨组织遭到破坏，牙龈退缩，牙冠加长，牙齿的旋转中心移向根尖，因而杠杆力臂也相应加长，在咀嚼时牙槽骨不能承受正常的功能负担。此时用牙周夹板将松动牙固定，则改善了牙冠与牙根的比例，使受力时牙齿的支点上移，则可减轻患牙承受的负荷，并改变了受力的方向，由原来承受的侧向力，改为轴向力，促进了牙周组织的愈合及恢复。

牙周病患者因牙齿松动，咀嚼功能降低，从而影响胃肠消化及营养的摄取，因而损害全身健康。当患者通过综合治疗，调殆，牙周夹板固定松动牙，提高了咀嚼功能。通过咀嚼功能对比测定证实：牙周病经修复治疗后咀嚼功能明显改善，咀嚼功能增加 15%～25%。由于咀嚼功能的提高，患者对营养的摄取，食物的选择，胃肠消化吸收功能均有相应的提高和改善，因而促进了患者的身心的健康。

第二节　修复前口腔检查及处理

一、修复前口腔检查

牙周病修复前，应做好充分的检查工作。应对患者全身情况、口腔颌面部情况做全面的了解和必要的检查。特别是牙齿的排列、牙周情况、殆关系等检查。此外，还需进行 X 线片检查，咀嚼效率和殆力测定等。

(一)牙齿和牙列

1. *牙齿* 牙冠形态是否正常，有无缺损、畸形。牙齿有无错位、扭转，牙齿的邻接关系是否正常，有无牙列间隙。临床牙冠是否增长或过短。

2. *牙弓形状* 牙排列的弓形是否规则完整，牙齿在牙弓中的位置，以及与相对牙的接触关系，以便确定选用夹板的类型及长度，并考虑夹板的

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

戴入道问题。

(二)牙周组织

检查牙周组织应包括牙龈组织情况、牙齿松动度、牙周袋深度、部位,有无溢脓等。

1. *牙龈* 有无形状、颜色的改变,有无瘘管存在,龈乳头正常还是有退缩。创伤𬌗可引起牙龈的增生或附着龈呈嵴形增生,也可出现龈纵裂,这种情况多发生在单个牙的唇侧。

2. *牙齿动度* 牙齿的动度是决定修复治疗的重要指征,也是判断预后的重要指标。一般情况下,牙齿的动度与牙周组织的破坏程度是一致的。但也有牙齿动度不明显,而牙槽骨吸收较严重的,这种现象与牙周组织的病变部位和牙周组织的代偿功能不同有关,并与牙根数目和牙根形态有关。根周骨质吸收程度相同的牙齿,多根牙比单根牙稳固,根分叉角度大的比根分叉角度小的稳固。因此,牙周组织的破坏程度,不能仅依靠临床牙齿的动度来判断,应拍 X 线片,根据 X 线片根周骨质吸收范围、程度、牙根数目、牙根形态、牙周袋深度等来决定。

日本学者河村洋二郎认为:牙齿动度与牙槽骨吸收程度的关系尚未做定论。一般认为,牙齿动度大的,牙槽骨吸收较多,并与牙根的长度有关,牙根长的动度小。同时指出牙齿的动度是前后、左右和上下垂直向的,还可是旋转的。牙齿的运动,用肉眼观察是可见的,也可用指压法感觉有无动度,以及动度的大小。

Eibrecent、高野等采用仪表装置而 Werner 用示波器法测定牙齿动度,但比较准确的牙齿动度测定法是应用刻度盘仪器表测定,以 1/100mm 来分刻度。

Lindhe 将牙齿动度分为三个等级,水平移位 0.2～1.0mm 者为 1 度,即颊舌向移动;水平向移位 1.0～2.0mm,有颊舌向和近远中向移位者为 2 度;水平向移位 2mm 以上,并有垂直向移位者为 3 度。这种牙齿动度等级是我们临床上常用的分级方法。但我们未测量移位后的毫米数值。用肉眼观察只能从牙齿松动后运动的方向来确定松动度。

影响牙齿松动度的因素:

(1)患牙牙周组织破坏严重、牙槽骨吸收多、支点接近根尖区、牙齿动度大。

(2)外力的大小、方向和持续时间对牙齿松动度有明显影响。

(3)牙周支持组织的总量,牙根的长度、数目等均影响牙齿松动度。

(4)个体牙周支持组织的生理特点,也就是每个人因个体差异对𬌗力的反应性有所不同,对牙齿的松动度也有不同影响。

3. *牙周袋深度* 牙周袋深,表示牙槽骨吸收多,破坏严重,牙齿的支点下移,更接近根尖,增加了杠杆的力臂长度。因而采用修复治疗是适宜的。

患牙牙颈部周围出现环状牙周袋,其预后较一侧有深牙周袋者差。如果患者的牙根长而大,或为多根牙,则常较具有同一深度的单根牙预后好。牙周袋内有溢脓表示炎症未控制,病理性破坏尚在进行。溢脓的多少与病情的严重程度是一致的。应做口腔内科治疗,消除或控制炎症。

4. *牙组织破坏对咀嚼功能的影响* 患者因创伤𬌗,不良咀嚼习惯或其他原因等,造成牙周组织的损害,形成牙周组织的破坏,由于负荷过重,使创伤𬌗加重,牙齿松动,牙齿错位,牙龈萎缩,牙周袋加深,而致咀嚼功能显著减低。

(1)主功能区:指在这个区域内的牙齿,在全牙列中承担主要的咀嚼功能,牙齿一般较健康,牙周组织无特殊的病理改变。

(2)创伤区:这个区域的牙齿负荷较大,形成创伤性损害。主要表现为牙齿松动、移位,牙周组织萎缩,牙周袋较深,而且溢脓,咀嚼功能显著减低。

(3)无功能区:因无对颌牙,牙齿伸长,牙周组织产生失用性萎缩。

(三)𬌗关系

应检查前后牙的接触关系,有无早接触点,创伤性𬌗。应特别注意检查正中𬌗、前伸𬌗,以及侧方𬌗时的𬌗关系,有无早接触点。有创伤𬌗时,应了解创伤的程度和范围,有无过长牙、倾斜移位、畸形牙、错位牙,有无过高的牙尖,斜度过大的牙尖斜面,正中𬌗及非正中𬌗时的关系。应根据口腔不同情况进行认真的调𬌗。必要时,可取研究模,上𬌗架,对咬合进行仔细检查,修复前对研究模进行观察分析,有助于诊断和修复治疗设计。并作为记存模型,便于今后对比修复治疗效果。

(四)X 线检查

摄全口 X 线片，利用 X 线片观察分析牙根形态、数目、长度、牙周膜厚度，牙槽骨吸收情况。这是牙周病诊断和修复治疗的重要依据。不仅修复前需要摄 X 线片，而且在整个修复治疗过程中，均应定期进行，以便对比观察，了解修复治疗效果或修复治疗中出现的问题，决定进一步治疗的措施。

1. *牙根* 了解牙根的长度、形态、数目，根尖周有无病变，是否可以保留或选作基牙。制定修复治疗计划时，牙周夹板内的多根牙越多越好。根越长越粗大，预后也越好。若根细小呈锥形，且为单根牙，则预后不良。此时夹板内应增加基牙数目。

2. *牙槽骨* 从 X 线片上，可了解牙槽骨吸收破坏的范围及程度。正常情况下，牙槽骨的骨质致密度是均匀一致的，骨边缘清晰。如果硬板变薄，骨缘模糊，牙周膜增厚，则为初期牙周病的象征。

支持骨的骨小梁在正常情况下分布均匀，其排列方向与受力线相适应。如果骨小梁排列紊乱，呈疏松状，则为骨质病变引起破坏的表现。骨质破坏的速度与骨的致密度有关。如 X 线片上显示牙槽骨的组织结构均匀一致，表示骨质的破坏已停止。也可见新的密质骨呈白线状覆盖着牙槽突，形成骨硬板。

由创伤𬌗、食物嵌塞造成的骨质破坏，多为由上而下的牙槽骨吸收破坏。由全身因素合并有局部刺激造成的牙槽骨破坏，则牙槽骨吸收快，破坏范围广。若牙槽骨破坏呈水平状，且根尖周骨组织显示有疏松者，预后均不良。

3. *髓室* 从 X 线片上了解髓室及髓角的情况，为设计固定牙周夹板时的基牙制备作参考。若髓室大，髓角距牙釉质表面较近，做基牙牙体制备时，应注意避免发生穿髓。

(五)测定咀嚼效率、𬌗力等

二、修复前的处理

(一)松动牙的处理

牙齿松动 2～3 度，牙槽骨吸收 2/3 的患牙，可根据以下情况处理：

1. *牙列完整* 牙列完整，口内无缺牙间隙时，可不拔除松动牙，作为牙周夹板固定松动牙，将松动牙暂时保留。

2. *牙列内有部分牙缺失* 可根据松动牙所在位置，确定是否保留。如松动牙位于余留牙列中间，一般保留；若位于缺隙两端，或为游离端基牙，或孤立牙，则应拔除。

3. *缺牙较多，余留牙较少时* 不宜做牙周病修复治疗。因在牙周夹板固定后，少数牙会形成负荷过重，使患牙牙周组织遭受损伤，促使其更加松动。

(二)牙齿松动 3 度

当牙齿 3 度松动、牙槽骨吸收达根长的 3/4 以上，或达根尖，并造成严重创伤𬌗时，则应拔除。有时也可将患牙做根管治疗后，将牙冠磨短，改变冠根比例，消除创伤，保留患牙。

(三)牙周袋深

牙槽骨吸收到根分叉以下的多根牙，以及牙槽骨吸收 3/4 以上，根尖无骨质包围的单根牙，均应拔除。然后再做夹板固定松动牙，否则戴夹板后，这些牙齿经常产生疼痛不适，影响修复治疗效果。

(四)残冠、残根

一般残冠、残根牙，若牙周组织健康可保留，做根管治疗后，做桩核修复。若残冠、残根根周有病变，根短小者，应拔除。

第三节 牙周病修复治疗的适应证及修复原则

一、适　应　证

1. 牙列完整，牙齿有 1～2 度松动，牙槽骨吸收到根长的 1/3 或 1/4 者。

2. 牙列内一组牙或多组有 1～2 度松动，牙槽骨吸收达根长的 1/3～1/2 者。

3. 牙列内一组牙或个别牙有明显创伤因素，并有咀嚼功能障碍，以及咀嚼功能降低者。

4. 牙周病患者经综合治疗，牙周组织的炎症仍未消失者，可做修复治疗，进一步消除炎症，促进牙周组织恢复。

5. 牙列内有牙缺失，并有多数余留牙松动者。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

6. 由于牙周病引起牙错位，尤其是前牙前突，形成扇形排列，或扭转错位等，经综合治疗已控制炎症，牙槽骨吸收未超过根长1/2者，可先做正畸治疗，将错位牙复位，再做松牙夹板固定。如有反殆、深覆殆，造成创伤殆，牙周有炎症时，可进行正畸治疗，再固定松动牙。

二、修复原则

牙周病的治疗必须遵循综合治疗的原则，综合治疗前，在全面进行口腔检查的情况下，制定出全面的治疗计划。这其中包括去除牙结石和牙菌斑，控制牙周炎症，消除盲袋。加强口腔卫生保健及治疗有关的疾病等。

（一）尽量保留患牙

患牙周病的牙齿应尽量进行治疗，经过治疗牙周袋深度可减小，牙周膜厚度可恢复正常，牙槽骨可沉积变致密，牙齿松动度可减小，或松动牙逐渐变稳固。可逐渐提高患牙的咀嚼功能。一般情况尽量少拔除患牙。3度松动牙、个别严重错位牙可拔除。

（二）调殆

对牙周病患者进行细致的调殆，以消除创伤殆，建立平衡殆。在夹板固定后，因牙齿位置的改变，咬合可能出现早接触产生殆干扰，故须调殆。调殆使殆力分散到更多的牙齿上，以减轻个别牙的过大负担。

调殆可以消除殆干扰，分散殆力，建立平衡殆，保护患牙和余留牙，并保护患牙的牙周组织免受扭力，而造成严重的牙周支持组织的破坏。

（三）固定松动牙

采用牙周夹板将松牙及某些余留牙固定起来，但夹板内的牙数和范围，应根据牙齿松动度，其在牙弓上的位置，以及对颌牙牙列中牙齿的健康状况等决定。

（四）牙列完整及牙列缺损的修复原则

1. *牙列完整*　在牙列完整中有以下两种情况，即仅有少数牙松动及全口牙不同程度松动者。

（1）少数牙松动：在牙列内仅有个别牙或一组牙有松动，松动牙的创伤比较明显，已成为创伤区，咀嚼功能发生障碍或咀嚼功能降低。这类情况修复原则是去除局部创伤因素，夹板固定松动牙，分散殆力，发挥牙周组织的代偿功能。

（2）全口牙有不同程度松动：这种情况说明患者的牙槽骨普遍有不同程度的吸收。应根据牙齿松动度，牙周组织的破坏程度分析是否全部牙齿均有保留的价值。其修复治疗原则是将全部牙采用夹板固定起来，以达到分散殆力，建立平衡殆，消除殆创伤，改善和恢复咀嚼功能的目的。

2. *牙列有缺损*　余留牙有不同程度的松动，松动度不超过2度，个别牙仍然健康。则修复治疗原则是修复缺失牙，固定松动牙，通过带义齿的夹板，重新建立殆关系，恢复咀嚼功能，保护余留牙及其牙周组织的健康。

第四节　牙周病的修复治疗

牙周病的修复治疗主要包括调殆、正畸和夹板固定松动牙。在牙周病治疗的整个过程中，都要十分重视咬合的检查和调整，有时必须对松动移位牙先进行正畸复位，然后再做夹板固定。

一、调　殆

牙周病患牙经常出现牙移位，在炎症消失之前调殆，当炎症消退后，牙齿的位置发生改变，还必须再调殆，否则不能保持殆稳定。但当牙松动和骨袋形成与创伤殆有明显关系时，则应先进行调殆。如果炎症和创伤殆均很明显时，则消炎和调殆最好同时进行。

（一）调殆的目的

1. 调殆是磨改引起牙周组织创伤的患牙牙尖高度和边缘嵴，去除早接触点或区，使殆力均匀的分散。

2. 使各牙的殆力尽可能地与牙长轴一致进行传递，以消除对牙周不利的扭力。

3. 使各牙的牙尖与相对的沟窝建立稳定的关系，防止牙齿倾斜移位。使殆关系在各个方位均是和谐的。

4. 调殆减低牙尖的陡度，使各牙的陡度接近一致，以减少侧方外力的冲击作用。

5. 调殆使牙齿的殆面宽度减小，以缩小殆面

的接触面积，从而减轻牙齿牙周组织的创伤。

6. 调𬌗后保持牙尖的尖锐度，重新建立牙尖的外形，恢复磨牙𬌗面的窝沟，以便食物的排溢，消除杵臼式牙尖。提高牙周病患者的咀嚼效率。

7. 矫正错位牙，恢复牙齿在牙弓上的正常位置，保持上下颌骨之间的正常垂直距离，防止发生颞下颌关节病变。

总之，调𬌗的最终目的是消除牙的早接触，消除𬌗干扰，建立功能性𬌗关系，把𬌗力分散到更多的牙齿上，使咀嚼系统发挥更好的功能，并能长期维持牙颌系统的健康状况。

(二)调𬌗的适应证

1. 有创伤𬌗的表现，即可进行调𬌗。如出现牙齿松动，牙周膜变厚，牙槽骨破坏，有骨袋形成，上前牙移位。

2. 因创伤𬌗而引起颞下颌关节紊乱综合征者。

3. 确诊有紧咬牙、夜磨牙或其他异常习惯，牙有早接触，以及其他与𬌗干扰有关者。

4. 在牙周病修复治疗之前，应进行调𬌗，以便获得良好的功能性𬌗关系。若修复治疗前没有进行调𬌗矫正不协调的𬌗关系，则将直接影响修复治疗的质量。修复后进行调𬌗比修复前调𬌗更为困难和复杂。

5. 当下颌侧方运动时，非工作侧有干扰或接触者，上下颌后牙的牙尖之间关系过紧，影响下颌功能性运动者，以及锁𬌗、过长牙、不均匀的边缘嵴等，以上情况均应进行调𬌗。

6. 楔状牙尖形成食物嵌塞者。

(三)调𬌗的方法

调𬌗之前首先确定调整的范围、具体位置和需调改的量。必要时，在调𬌗之前需要取准确的模型，并将模型转移至𬌗架上，做进一步的检查，然后确定调𬌗方案。

调𬌗前应对患者说明调𬌗的目的和意义，以便患者能配合医师完成调𬌗工作。

可通过视诊、扪诊，用咬合纸、蜡片，以及研究模等检查，找出早接触点及𬌗干扰点，并确定需磨除的部位及范围。

1. 消除不协调的障碍点

(1)磨短伸长牙：将超出𬌗平面的伸长牙的牙尖磨低、变短，使之与𬌗平面相适应，必要时可分次调磨，并配合以脱敏。有时还可以在牙髓失活后调𬌗，然后做根管治疗，进行桩核修复。

(2)磨改磨耗不均匀的邻间边缘嵴：两个邻牙的边缘嵴高度不一致，可引起食物嵌塞，造成牙周组织创伤，应酌情调磨较高的边缘嵴，或用修复法抬高低位牙的𬌗面。

(3)调磨过陡牙尖、楔状牙尖、陡斜面：牙齿因磨耗不均形成陡坡或过高牙尖，这些牙尖嵌入对颌牙的𬌗外展隙，造成食物嵌塞，损伤其牙周组织，应将该牙尖磨圆钝、磨短。改变牙尖斜坡陡度，以减小侧向外力，增加垂直向𬌗力。

(4)𬌗面成平面的调磨：由于严重的磨损使后牙𬌗面变成宽而平的𬌗面。咀嚼时受𬌗力的作用，使该牙的牙根受到倾斜外力，对牙周组织产生破坏作用。调磨可以改变𬌗面外形，调整颊舌径和近远中径建立沟窝和边缘嵴，并形成牙尖，恢复牙齿的𬌗面解剖形态，从而提高患者的咀嚼功能。

(5)小平面的磨改：由于磨耗在牙齿的凸面(如尖牙唇面)上出现小平面，其大小和形状各异。检查时应将平面擦干，用咬合纸检查，也可在研究模型上检查。𬌗接触若发生在小平面的周围，可形成对牙的侧向或斜向外力，此种力对牙周有潜在性损害。

2. 消除早接触点及𬌗干扰

(1)消除正中𬌗早接触点

调磨原则：在调磨时，只能调磨障碍点及早接触点，不能降低𬌗高度。首先确定正中𬌗的早接触点，再确定侧向𬌗的早接触点，最后再进行调磨。只有当某一牙尖对所有𬌗位都有干扰时，才能调磨该牙牙尖顶，否则只能调磨对颌牙的沟窝，即增加沟窝的深度。

调磨方法：调磨前后应制取记存模型，作为检查和治疗早接触点的参考。必要时，将上、下颌模型转移到𬌗架上。

①检查正中𬌗位障碍方法：当下颌向上做正中𬌗接触时，所发现的早接触点即正中𬌗位的障碍，此种障碍足以导致下颌的非正中滑动。

②检查正中𬌗早接触的方法：采用蜡片放在患者口腔中嘱其在正中关系位置，反复咬，待蜡片冷却后，取下蜡片检查，可对光检查，蜡片最薄处或咬穿处，即为早接触点。然后再用咬合纸放在早接触的牙上，准确印上早接触点。然后逐次调

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

磨，直至非正中滑动消失。而且在正中𬌗时，大多数牙均取得平衡接触，受力均匀为止。

(2)前伸𬌗的调磨：调磨时，应尽量调磨上前牙，只有当上牙感觉疼痛或影响美观时，才不再调磨上前牙。当下颌个别牙过长或唇向移位时，才调磨下前牙。如下前牙调磨过多，可能影响正中𬌗位接触。上前牙只能调磨舌侧，只限于调磨前伸咬合的接触区，不能调磨正中𬌗的接触点。

后牙有前伸障碍时，只可调磨上颌牙的远中斜面及下颌牙的近中斜面，不能调磨功能牙尖顶。

(3)侧向𬌗的调磨：调磨侧向𬌗时，应先调磨工作侧的干扰点，其目的是使牙尖工作斜面关系协调，均匀分散𬌗力，然后调磨非工作侧干扰点。可用咬合纸放在患者双侧后牙上，嘱先咬合于正中𬌗位，然后使下颌向左侧，使上下牙咬合接触，将纸取下检查，一般以凸出的斜面上印迹较为显著。出现干扰则进行调磨。

调𬌗是为了建立功能性𬌗，有利于牙周组织的健康，在牙周病修复治疗过程中，都要认真检查𬌗关系，仔细进行调𬌗。在戴上夹板后，也要定期复查𬌗关系，发现问题，及时调整，去除𬌗干扰，或者调整夹板，以保持𬌗的稳定及𬌗力的均匀分布，将𬌗力维持在牙周组织的耐受力的限度内，促进牙周组织的恢复和健康。

二、正畸治疗

牙周病的正畸治疗是牙周病患者伴有牙齿错位，治疗牙周病时，适当地进行错位牙矫治。将松动移位牙复位，改变牙齿的长轴，使移位牙排列在牙弓中正常的位置上，改变患牙的受力方向，消除创伤𬌗，有利于牙周组织的恢复和愈合。

(一)牙周病的正畸治疗与儿童错𬌗畸形矫正的区别

1. 成年人的生长发育基本完成，儿童正在发育期。

2. 成年人骨密质多，骨的可塑性小，骨的吸收和骨形成均较缓慢，再生能力差。

3. 患牙周病的牙齿，牙槽骨已有不同程度的吸收，牙齿松动移位。

因此，患牙周病的成年人进行正畸治疗，应慎重地选择病例。一般只做少量的牙齿移动，而且必须有足够的间隙以容纳移位牙。每次加力应轻微，在整个正畸治疗过程中，还必须配合进行牙周治疗(消炎、调𬌗等)。患牙复位后尚须较长时间的保持和长期做夹板固定，以防止其再次移位。

(二)正畸治疗的适应证

1. 上前牙唇向移位　患者上前牙出现唇向移位，上前牙呈扇形，前牙之间有明显的间隙。这种情况不仅影响患者的美观，而且影响发音。造成上前牙移位的原因主要是由于：

(1)下前牙撞击上前牙，形成创伤𬌗：上前牙腭侧形成牙周袋，骨质吸收，从而导致上前牙前倾，牙间产生间隙。

(2)下后牙缺失：下后牙缺失后，后牙的咬合失去支持，不能维持正常的颌间高度，或者由于后牙缺失后，邻牙向缺隙倾斜移位，使垂直距降低。加上深覆𬌗，对上前牙施加了额外的压力，导致患牙周病的前牙向前倾斜、移位。

2. 前牙拥挤，造成牙菌斑滞留，清除困难。

3. 前牙及后牙的牙齿之间有间隙，形成食物嵌塞，加重牙周组织的损害。

4. 个别前牙反𬌗　一般最常见的是侧切牙反𬌗，造成牙周组织创伤，牙周袋，甚至严重者出现牙周袋溢脓，给患者带来极大的痛苦。

(三)牙周病正畸治疗的注意事项

1. *在正畸治疗前后控制炎症*　在牙周病正畸治疗的过程中，应严格控制炎症，正畸治疗结束时，检查咬合情况，进行调𬌗，去除创伤。

2. *正畸治疗时，施力应轻微*　一般加力后，牙的触痛不应超过1～2d，使用间断性力量，作用时间短暂，有利于牙周组织的恢复及重建。

3. *牙周病牙槽骨吸收程度*　当牙周病患牙的牙槽骨吸收不超过根长的1/2时，做正畸治疗，才能获得一定效果(图17-3)。

4. *在正畸治疗中定期检查*　每次加力间隔时间为2～3周，若患者感觉不适，可随时来院复诊。必要时，可用X线片检查牙齿松动度的情况。

5. *正畸治疗后保持*　当正畸治疗完成后，矫正后的移位牙，需要长时间做固定保持，否则移位牙很容易再复位。也可用恒久夹板固定移位牙。

正畸治疗方法按一般正畸方法进行，在此不赘述。

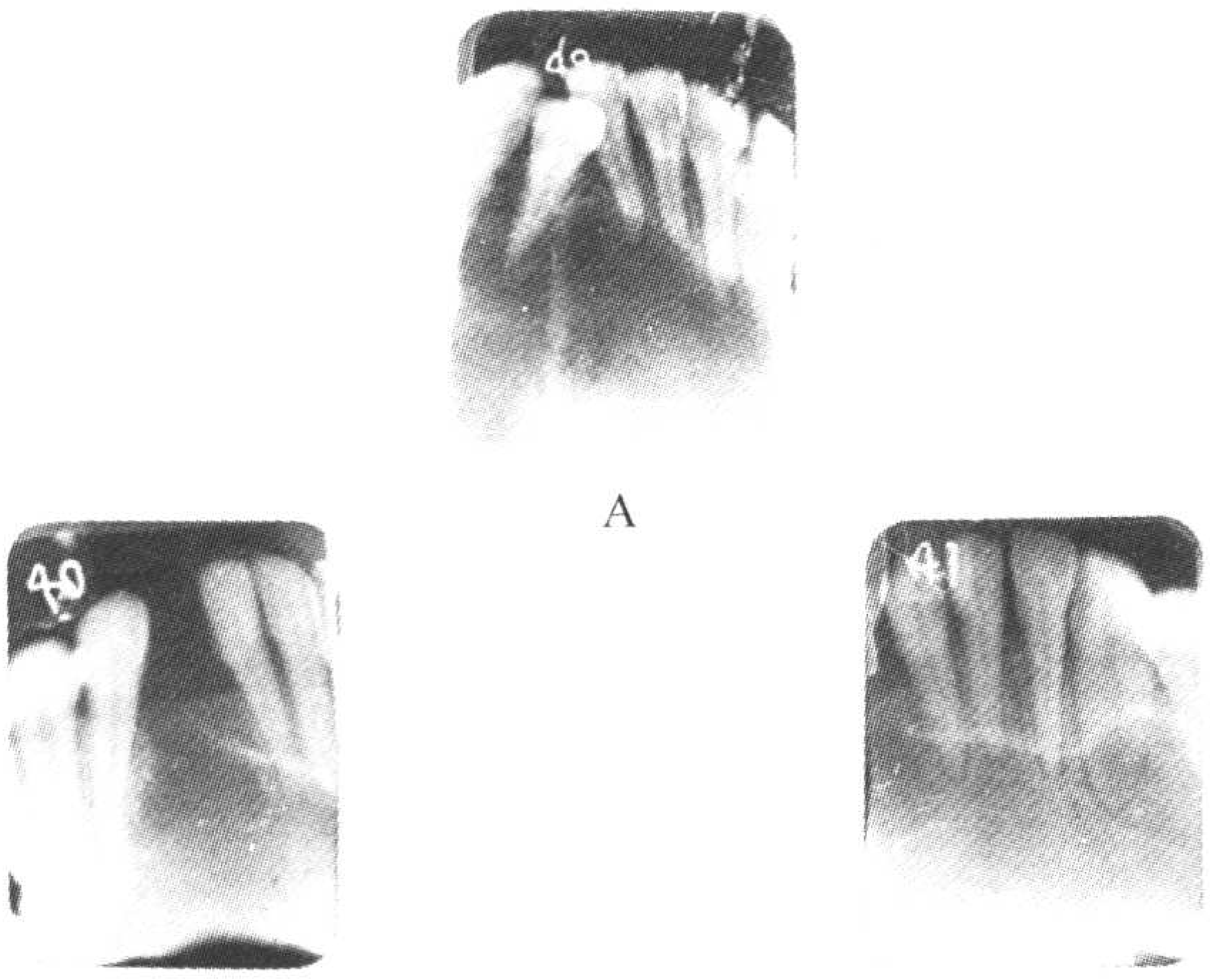


图 17-3 正畸治疗效果

A. 治疗前；B. 治疗中；C. 治疗后

三、夹板固定

夹板(splint)是一种治疗和固定松动牙的矫治器。通过夹板将松动牙和健康牙连接固定在一起，使之形成一个新的咀嚼单位。从而改善松动牙的受力状况，分散𬌗力，减轻患牙牙周组织的负荷，使患牙得到生理性休息。最终达到组织愈合和牙周病综合治疗的目的。本章介绍的夹板均为固定夹板。

(一)夹板设计的原则

牙周夹板设计的原则，应根据牙周支持组织的破坏程度，牙根埋入骨组织中的长度，牙列中有无牙缺失，缺牙的数目，𬌗关系，基牙情况，患牙的松动度，以及患者的咀嚼习惯和全身健康情况等进行设计。

1. 包括在夹板内的牙齿行使功能时，不能超过支持组织耐受力。夹板内应包括一定数量的稳固牙和较稳固的牙，以分担松动牙上承受的𬌗力。

2. 夹板内的牙数，应使上下颌牙承受的𬌗力接近平衡，这样才不会造成对颌牙创伤，达到建立平衡𬌗的目的。

3. 夹板应设计成弓型。前牙应包括4321|1234，后牙包括|234567，或者为321|123456的夹板设计，这样夹板成弓型设计，夹板转动中心位于牙弓舌侧，可以更好的达到固定效果。

4. 夹板固定应牢固。牙周夹板戴入口内牙列上，应将牙列牢固的固定起来，达到将松动牙制动的效果。不应产生早接触点，不能妨碍咀嚼功能。与活动牙周夹板比较固定牙周夹板的制动效果最好，既稳定，又有良好的固位效果，但必须切割较多的牙体组织，而且固定夹板较舒适。活动夹板须经常摘戴，固定效果稍差些。但固定夹板也有些是不需磨除牙体组织的。

(二)对夹板的要求

1. 制作和使用应简便　夹板的制作技术应不太复杂，患者使用夹板应方便。制作夹板时少切割牙体组织，以免切割时松动牙疼痛或不适。

2. 固位力强　夹板的作用是固定松动牙，因此夹板应有良好的固定松动牙的效果，并能抵抗各个方向的𬌗力，特别是唇舌向、颊舌向的𬌗力。

3. 易清洁　牙周夹板应具有自洁作用，以保持夹板长期使用的清洁卫生。

4. 不刺激口腔软组织　牙周夹板戴入口腔内后，应不刺激口腔唇、颊、舌黏膜组织和牙龈组织。夹板固定后不损伤牙体硬组织，防止基牙及松动牙的龋病发生。

5. 不妨碍牙周治疗　夹板戴入口内后，应不妨碍牙周病其他治疗的进行。

6. 经济、美观

7. 不影响咀嚼及发音

8. 坚固耐用

(三)暂时夹板(temperary splint)

夹板一般分为暂时夹板和恒久夹板。暂时夹板戴用后，经过观察治疗反应良好者，即可换用恒久夹板。恒久夹板的固位力强，固定效果好，使用时间长，但制作方法较复杂，而且要切割牙体组织。

1. 适应证

(1)固定急性牙周炎的松动牙。

(2)固定因外伤或创伤𬌗造成的松动牙。

(3)牙周炎症治疗后，先做暂时夹板观察疗效，若疗效好，再换为恒久夹板。

(4)恒久夹板制作完成前，防止松动牙继续松动移位，可先做暂时夹板固定。

(5)减轻和避免调𬌗，或外科手术给患牙施加的外力，可用暂时夹板固定。

2. 暂时夹板的类型及制作方法

(1)拴结夹板

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

多用于前牙的松动牙固定，后牙因操作比较困难，不宜采用。拴结夹板固定效果差，用于暂时固定。一般使用2～3周应重新结扎固定。其制作方法简单，结扎材料多为不锈钢丝、尼龙丝。

常用拴结夹板：将细不锈钢丝（直径为0.274mm）形成双环固定在尖牙上，然后连续形成“8”字形结扎于其他牙齿上，最后固定于对侧尖牙上（图17-4）。拴结后应注意保持各个牙间原有的牙间隙，不能使牙移位。软不锈钢丝性能坚固耐用，韧性好，但在口腔中长时间的保留，容易造成牙垢堆积，有碍口腔卫生。此外，常因结扎不紧，结扎丝移位，滑向龈方，达不到固定松动牙的目的。

单层丝拴结夹板：这种夹板是在牙冠上只拴一根丝。其制作方法如下：

麻花状拴结夹板：在需固定的牙间隙处，将唇、舌侧两根主丝根据间隙的大小，扭成长短不等的麻花状。若拴结固定6个下前牙，则可将钢丝放在⌈34之间，在⌈3的近中用止血钳扭成麻花状，将钢丝在⌈3上结扎紧，然后依次将⌈2、⌈1、直到3⌉等扭紧，并在43⌉之间拴结（图17-5）。

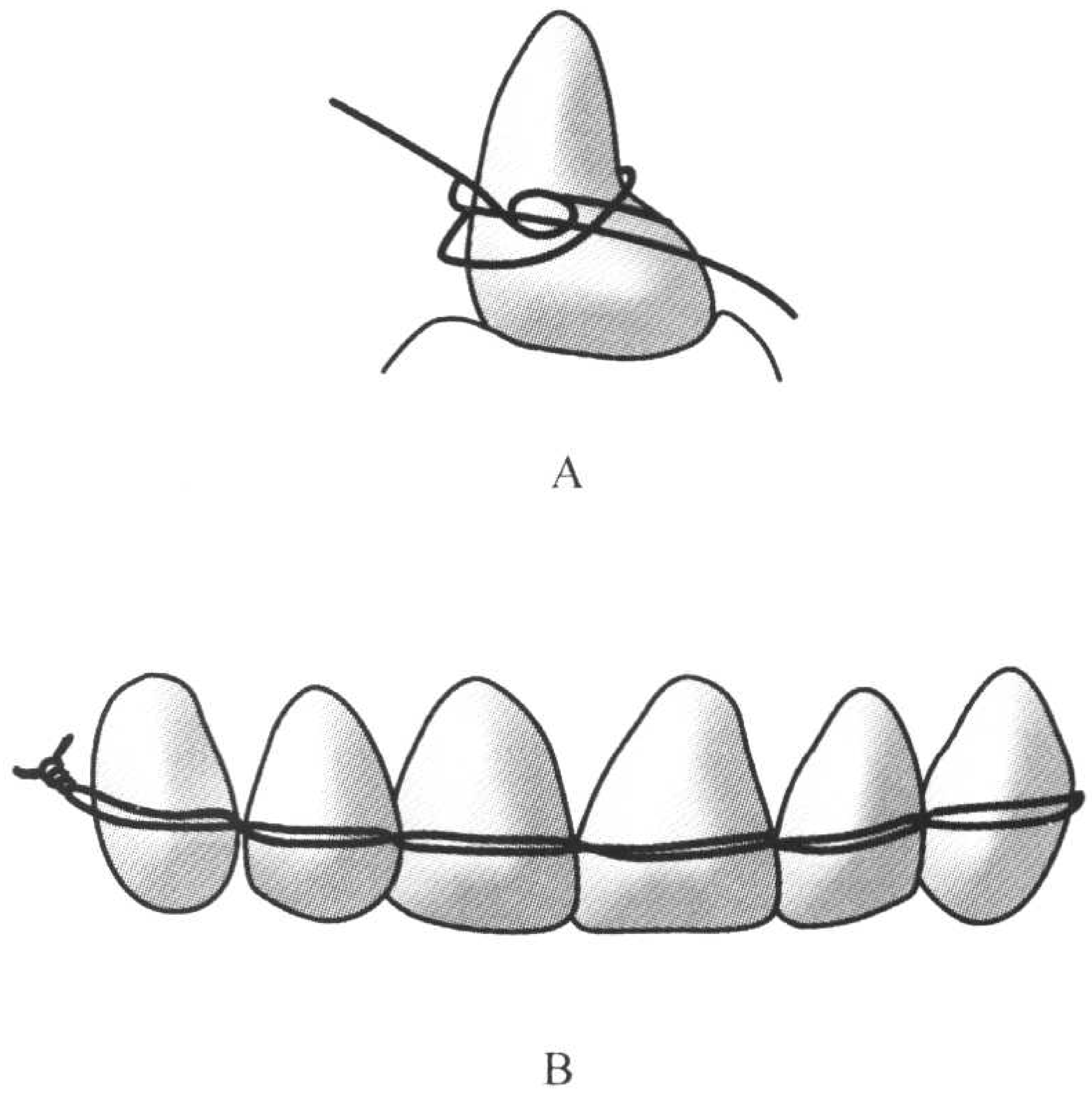


图 17-4 常用拴结夹板

A. 拴结在尖牙上；B. 完成拴结

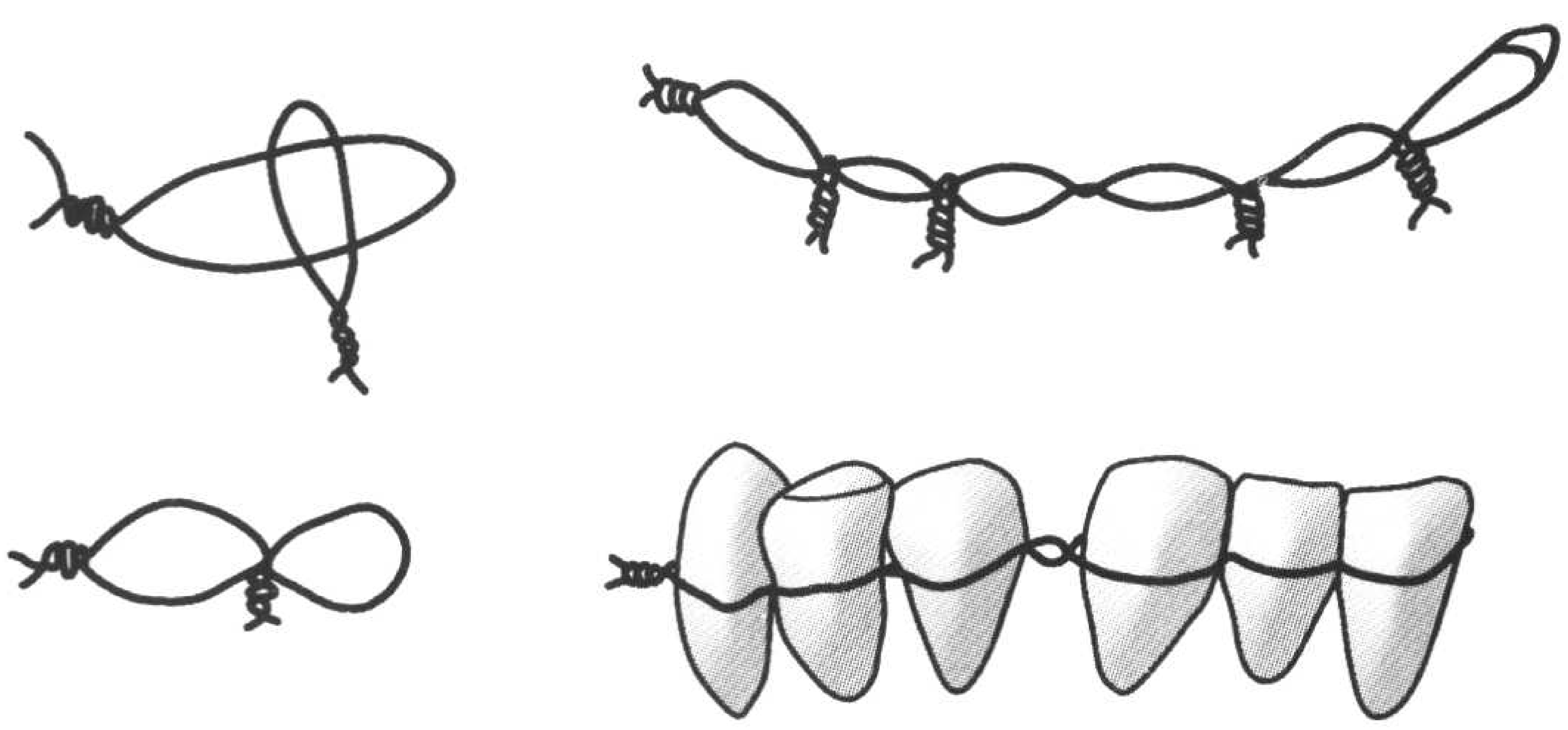


图 17-5 麻花状拴结夹板

环状圈拴结夹板：取较长不锈钢丝作为主丝，根据需结扎牙齿的数目，一端做成直线状，另一端按照牙数在直线状的主丝上结成环状圈，然后将此环状圈分别套在需结扎固定的牙齿上，再扭紧主丝及各牙间隙处的钢丝（图17-6）。这种结扎法固定效果好。

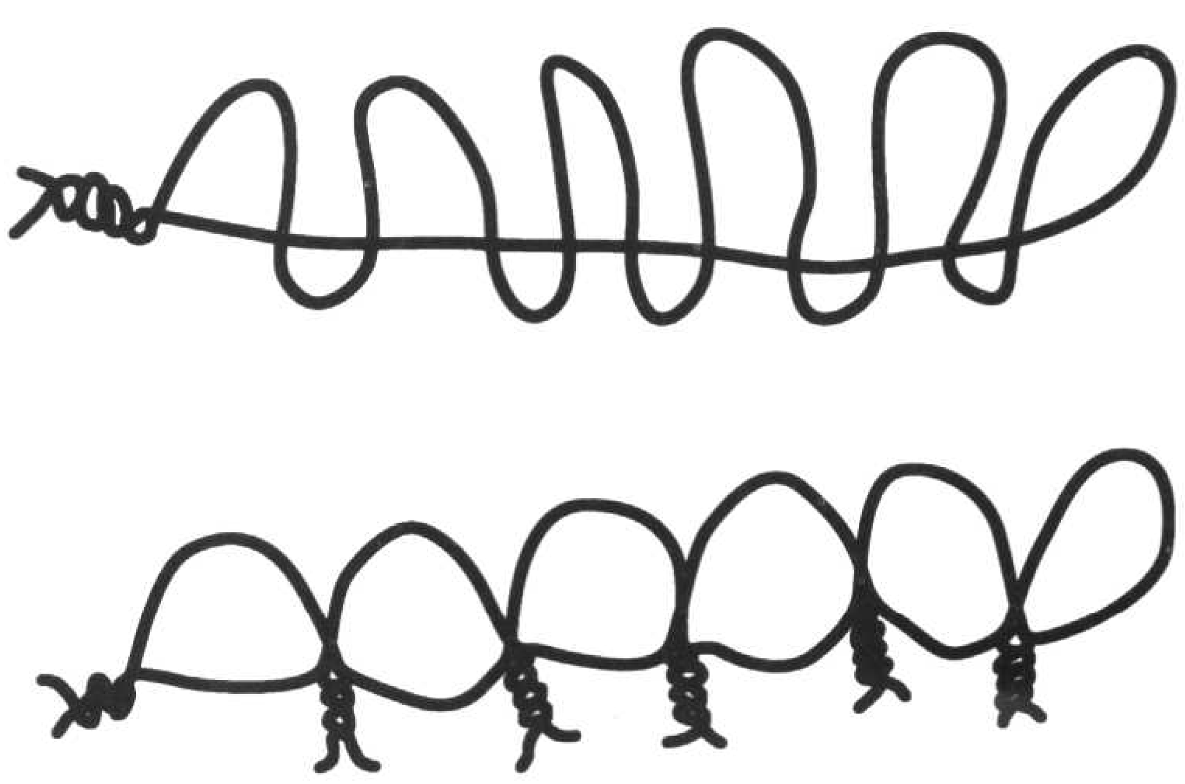


图 17-6 环状圈拴结夹板

此外，还有双层拴结及三层拴结，其夹板的制作，与上述方法基本相似。

制作时注意事项：

①结扎丝应放置于拴结牙齿的牙冠外形高点线（最大周围线）和舌隆突之上（图17-7），才能结扎稳固，并达到固定松动牙的目的。

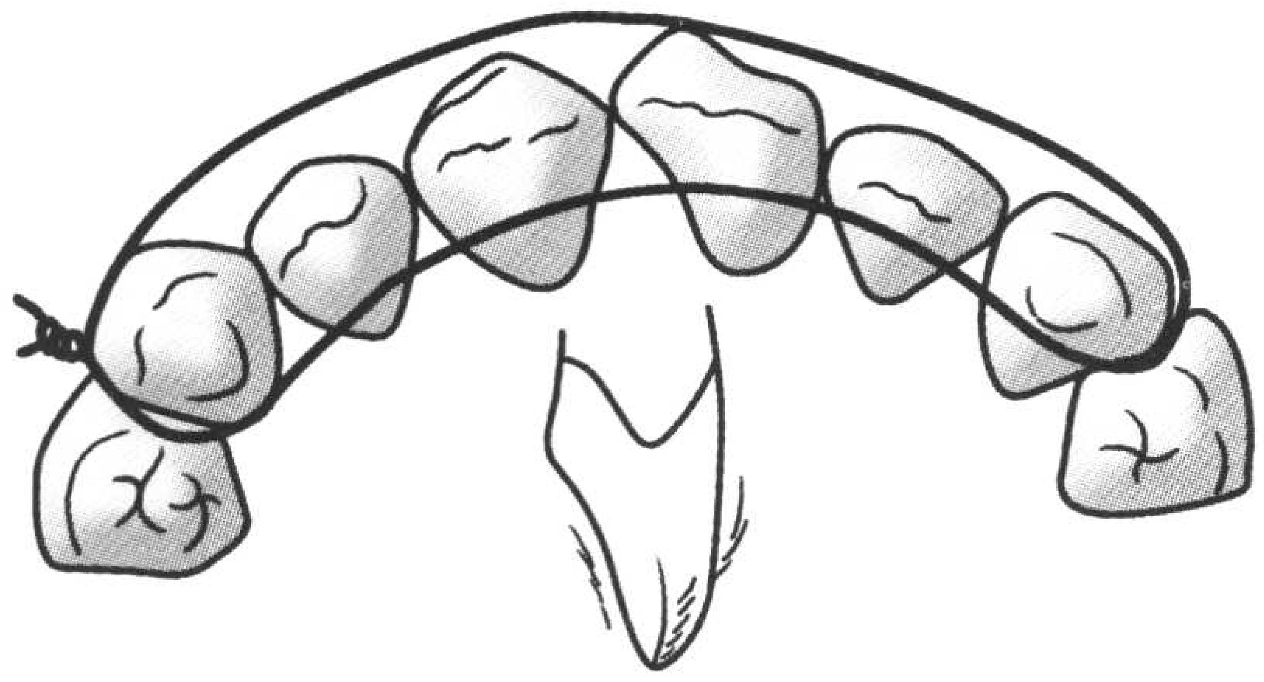


图 17-7 结扎丝应位于舌隆突之上(舌面观)

②主丝一般采用直径为 0.274mm 的不锈钢丝，牙间隙拴结丝可用直径为 0.178mm 的细不锈钢丝。不宜采用直径较大的钢丝，否则不易将松动牙结扎固定紧。

③拴结时，应将各牙间隙处的钢丝扭紧固定后，再扭紧结头处的主丝。若先将结头丝扭紧，则牙间隙处钢丝不能将唇、舌侧主丝固定紧，将会影响整个夹板的固定效果。

④固定扭紧结头处的不锈钢丝时，不宜反复扭转，或将钢丝扭得过紧，这样钢丝在结头处容易折断。

(2)拴结自凝塑料夹板

拴结自凝塑料夹板适用于固定松动的前牙。可直接在口内制作，立即完成。

制作方法：

①取适当长度的不锈钢丝(直径为 0.274mm)作为主丝，将主丝绕成环形，然后套在需结扎的牙齿上。如果结扎固定3＋3 6 个牙齿，则主丝从|34触点下通过，分别位于牙冠的唇、舌侧。舌侧钢丝至43| 触点处，通过触点下由舌侧行至唇侧，与唇侧主丝结头，并将结头处轻轻扭紧。

②取直径 0.178mm 的细不锈钢丝，长 3～4cm，折曲成“发夹式”，穿过牙间隙，分别位于每个牙间隙的触点上、下。将围绕在牙齿唇、舌侧的主丝牢固地结扎在一起(图 17-8)，其结头均固定在唇侧。

③牙间隙的结扎丝全部扭紧后，最后再将主丝结头顺时针方向扭紧，留 3～4mm 钢丝，剪去其余钢丝。用推压器将钢丝头曲折于邻间隙内。

④清洁结扎部分的唇侧牙面和钢丝，吹干、消毒、再吹干。用聚合至丝状期的牙色自凝塑料，涂布于结扎丝上，使之呈半圆形，其厚度以看不见结扎丝为原则，厚约 3mm。一般塑料只涂于唇侧，有时也可唇、舌侧均涂布。然后，用湿玻璃纸，将塑料表面抹平，用锡箔覆盖塑料表面，待其聚合硬固。

⑤塑料硬固后，打磨抛光，完成(图 17-9)。

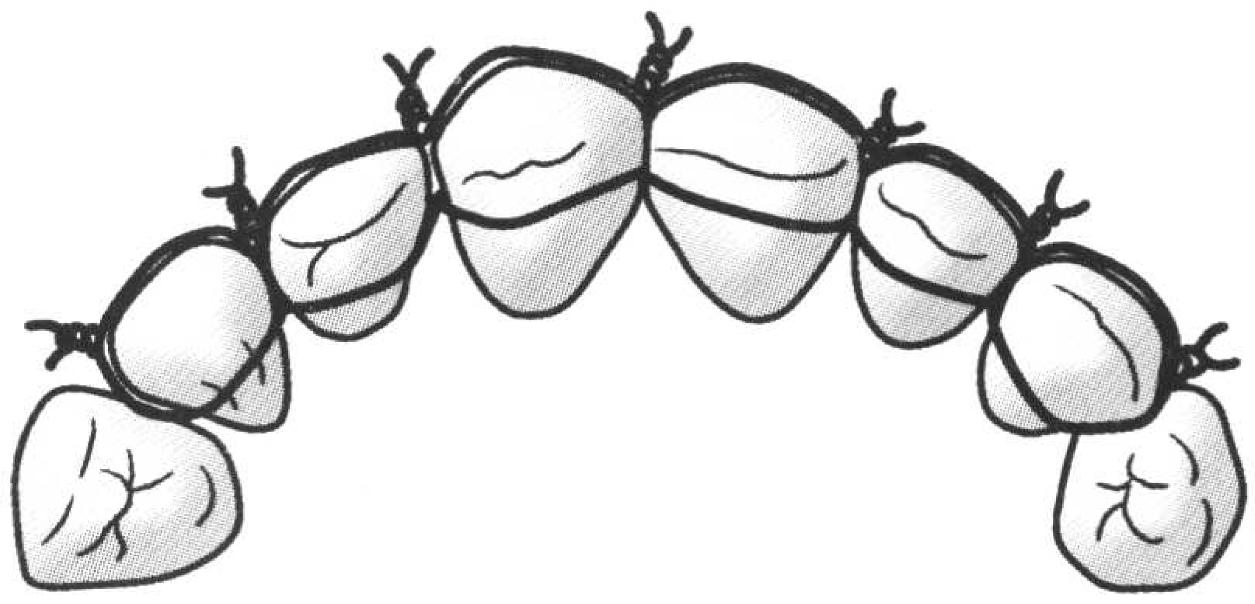


图 17-8 拴结自凝塑料夹板(完成拴结)

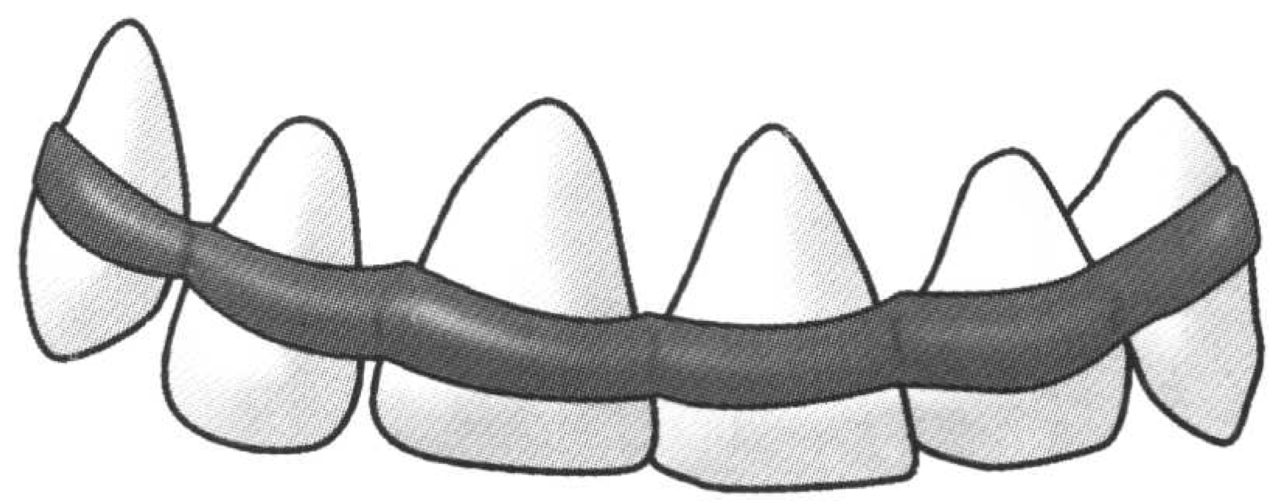


图 17-9 完成的拴结自凝塑料夹板

注意事项：

①主丝在牙冠唇、舌侧均应位于近切缘 1/3 区，不能靠近牙颈部结扎，否则易造成钢丝结扎不紧，并可向龈方滑落，达不到固定松动牙的目的。

②当涂布自凝塑料时，塑料不应填塞在邻间隙内，以免刺激龈乳头。结扎涂塑完成后，松动牙齿可能有少许移位，应当调𬌗，去除早接触点。

③夹板完成后，嘱患者经常清洗口腔，注意保持口腔卫生。并应特别注意邻间隙处的清洁。

(3)尼龙夹板

尼龙夹板一般多用于外伤的前牙，以及牙周病的松动前牙。根据牙齿动度严重程度和造成松动的原因，决定固定时间，可从几周到 6 个月不等。

制作方法：

①用 3%的过氧化氢溶液，75%乙醇清洗需要结扎的牙面。

②取直径 0.2～0.25mm 的尼龙丝一根，长 52～60cm。从需固定牙的一端龈上约 2mm 处打

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

单结或多结(间隙小打单结,间隙大打多结)。

③将两根尼龙丝头,分别交叉在牙冠唇、舌侧做每个牙冠的连续结扎至另一端。然后往返在需固定的牙冠上绕2～3层,最后在牙间隙较宽的邻间隙处打双结或多结。

④剪去多余尼龙丝,或用热探针烫断尼龙丝。

⑤用75%乙醇棉球清洗消毒已结扎的牙冠,隔湿,用热空气吹干,特别是牙冠邻间隙必须吹得很干燥。

⑥调拌复合树脂,用探针将复合树脂置于各牙邻面和尼龙丝结头处,并将结头末端全部包盖,以免刺激黏膜。

⑦用浸过单体的小棉球轻轻挤压复合树脂,使之进入牙间隙内,并将尼龙丝结头包盖,但不应覆盖牙龈和牙冠的唇、舌面。待树脂硬固后,即完成夹板(图17-10)。

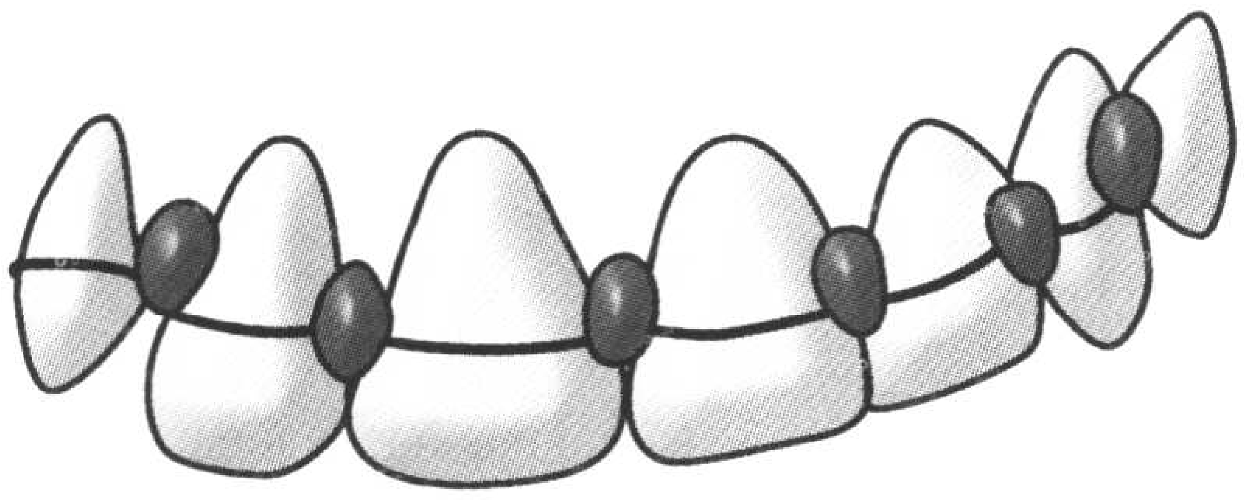


图17-10 尼龙夹板

⑧为了使复合树脂与牙面结合牢固,可将需要固定牙冠的邻面做酸蚀处理,用50%磷酸液处理1～2min,经冲洗、消毒、隔湿、吹干后,放置复合树脂。

注意事项:

①剪断尼龙丝头时,用手捏住丝头,以免落入龈沟、牙周袋内,或者误吞。

②尼龙丝应结扎在牙冠外形高点处,否则易滑向龈方,达不到固定松动牙的目的。

③尼龙丝结扎后,余留丝头不宜过长,以免刺激黏膜和结头滑落。

④尼龙丝用于临床结扎,一般多选用直径为0.25mm,性能稳定,又不吸水的尼龙丝。

⑤若患牙需长时间固定,可在牙冠的唇、舌面最突点处,磨一横沟(深0.5mm,宽0.5mm),使尼龙丝埋在沟内。将横沟及邻面酸蚀后,再涂复合树脂。这种方法可防止尼龙丝滑脱,并可作为半恒久性夹板。

(4)玻璃纤维夹板

玻璃纤维夹板适于固定松动的上、下前牙,一般固定时间为6个月到1年,只作为暂时夹板使用。

制作方法:

①清除牙结石,冲洗牙面,用75%乙醇擦洗消毒。隔温、吹干,用50%磷酸处理牙面1～2min。

②选用宽4mm,厚0.5mm的玻璃纤维结扎固定每个牙齿。

③调拌Bis-GMA(双酚A和甲基丙烯酸缩水甘油酯的加成物),涂于牙冠唇面的玻璃纤维上、下,1.5～2.0min后Bis-GMA凝固变硬。

④为了不影响美观,也可将Bis-GMA加成物涂布在舌侧,但酸处理面积应稍大些,Bis-GAM涂布的面积也应稍宽些,这样夹板的固位和稳定性才好。

(5)酸蚀塑料夹板

这种夹板制作简便,固定松动牙效果好,适用于固定上、下前牙。

制作方法:

①清洁需固定牙齿的牙面。

②可将浸有50%磷酸的吸水纸放在需固定牙的唇面或舌面1～2min,或者用浸有酸液的小棉球在牙面上反复摩擦,均可达到酸蚀的目的。

③再用浸有清水的棉球反复清洗酸蚀过的牙面,将酸洗净,然后用热气吹干。

④将调拌好的塑料,涂在松动牙的唇面或舌面已酸蚀的部位,使之形成一完整的弧形。2～3min塑料硬固后,便可将松动牙固定(图17-11)。

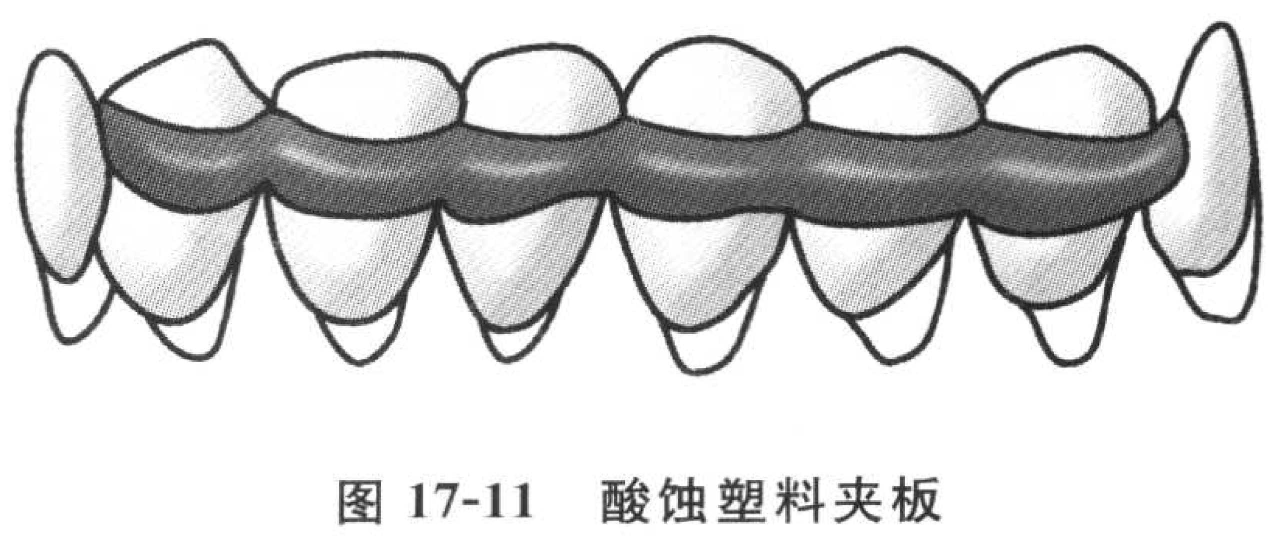


图17-11 酸蚀塑料夹板

(四)恒久夹板

恒久夹板是采用性能和质量较好的材料制作而成的,可在口腔内使用较长的时间,其固定效果较暂时夹板好。

1. 适应证

(1)经暂时夹板固定治疗后，证明疗效好，可换用恒久夹板。

(2)牙周病经过口腔内科治疗，龈组织炎症基本消失或控制，牙周袋分泌物消失或减少，牙齿虽有松动，但根尖周组织无感染者。

(3)牙齿位置基本正常，各牙长轴接近平行者。

(4)牙周病患者同时在牙列中有牙缺失者，经牙周病基础治疗后，可将松动牙固定及缺牙修复同时进行。

(5)凡适宜做固定修复者。

2. 恒久夹板的类型及制作方法　本章主要介绍固定恒久夹板，这种夹板患者不能自由摘戴，固定效果好。设计恰当，可以使夹板内的牙齿抵御来自各个方向的外力。但这种夹板材料价格贵，操作技术较复杂，有时美观方面也不能完全满足。但因固定效果好，使用方便，患者也乐于接受。

(1)正畸带环夹板

这种夹板是将数个带环焊接在一起的，适用于固定松动的后牙。

制作方法：制作正畸带环夹板需要带环材料、分牙铜丝、硬铅、点焊机、长鼻钳、制圈钳、推压器、移圈钳、粘结剂等。

①首先清洗需固定牙齿的牙面。

②取印模灌制成硬铅模型，同时用铜丝将需固定的牙齿邻面进行分离。将铜丝放入两牙的触点上、下，用持针器顺时针方向慢慢扭紧，然后将结头压入邻间隙内。

③焊接前将带环材料邻面区域磨薄，以免焊接后成为双层而过厚。

④在硬铅模型上使带环片成形，邻面连接处用点焊机焊接。在相邻牙上按照上述方法依次完成带环夹板。

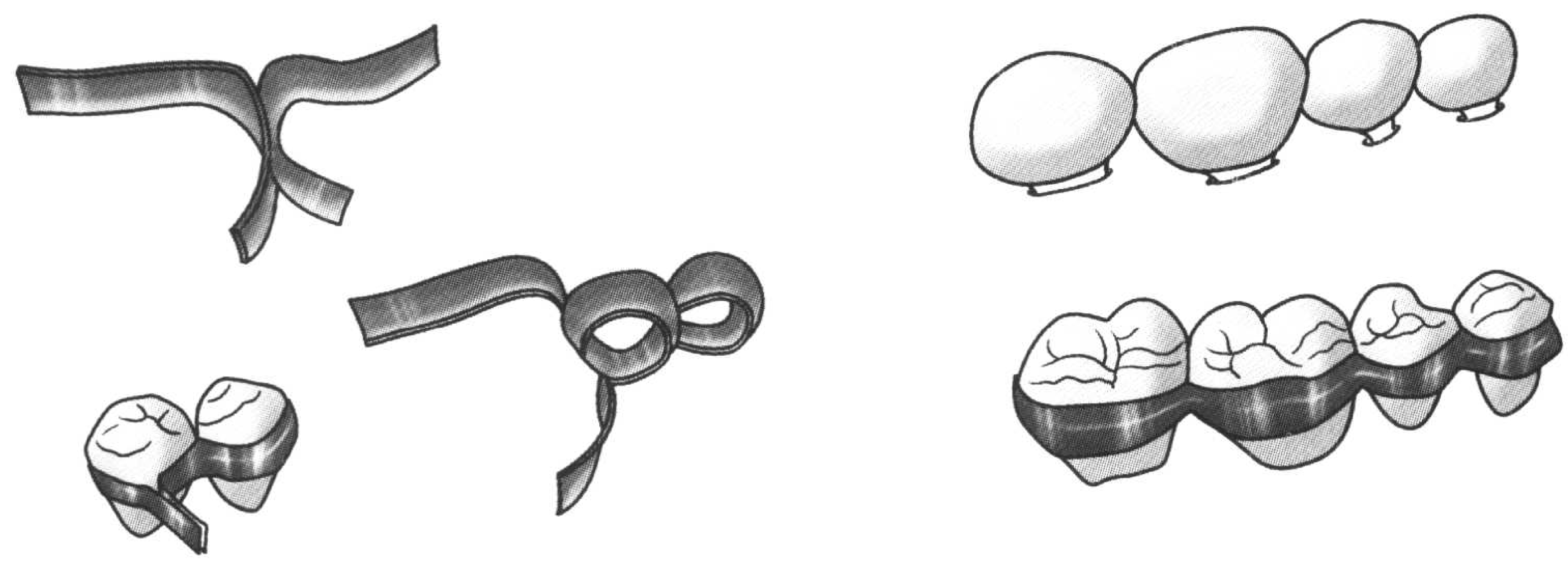
⑤复诊时，将分离铜丝从口内取出，然后试戴带环夹板，修整、磨光。最后用粘结剂粘结(图 17-12)。

注意事项：

①制作带环夹板，应选用较薄的带环材料，这样牙齿分离后，带环容易就位。

②带环粘结后，应适当调䝔，使夹板内牙齿在正中䝔、前伸䝔、侧向䝔时，均无早接触点，以免使夹板内牙齿受到新的创伤，增加对牙周组织的破坏。

③带环的龈端不应伸入龈缘下或牙周袋内，防止龈组织受刺激发炎，一般应止于龈缘之上。



A　　　　B

图 17-12　正畸带环夹板

A. 制圈；B. 完成

(2)带环不锈钢丝夹板

这种夹板只适用于固定上、下前牙。

制作方法：

①这种夹板是以上、下颌左右的尖牙为基牙，在基牙上做牙圈，若邻牙触点紧可分离牙齿。

②取印模灌制成超硬石膏模型，或硬铅模型。

③在模型上完成带环制作，将带环接头处用点焊机焊接。

④将完成的带环戴在模型的基牙牙冠上，使之完全就位在3|3 的牙冠唇面、舌面，顺牙弓弧形

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

各弯制一不锈钢丝，分别焊接于3|3 带环的唇、舌侧。

⑤从模型上取下初步完成的夹板、打磨、修整、抛光。

⑥将3|3 消毒、吹干后，用粘结剂粘结带环，去除多余粘结剂(图 17-13)。

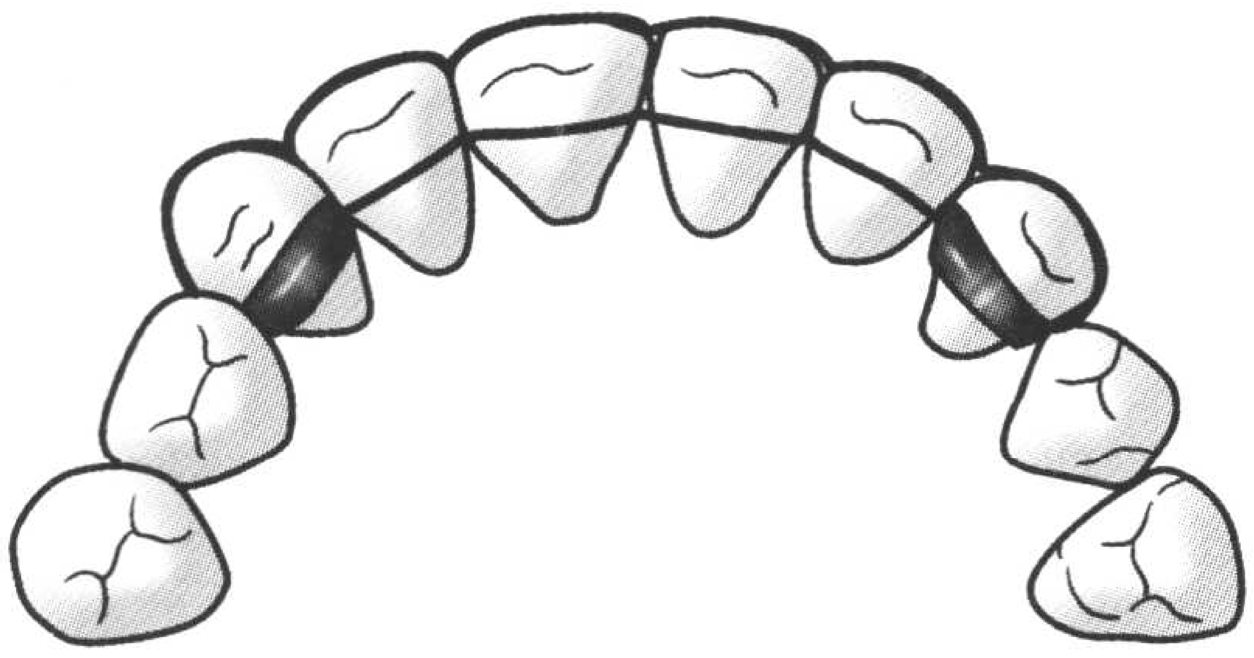


图 17-13　带环不锈钢丝夹板

注意事项：

①位于牙冠唇、舌侧的不锈钢丝，是主要起固定松动牙作用的，其直径为 0.8mm。过细，达不到固定松动牙的作用；过粗，施于松动牙上的力过大，会造成牙周损伤。

②钢丝与带环连接处，应有部分钢丝位于带环的唇、舌侧上，并成面的接触。这样焊接面较大，焊接才牢固，否则易脱焊。

③唇侧不锈钢丝应位于牙冠的中份，舌侧位于舌降突上。但舌侧钢丝不应妨碍咬合。这样才能使松动牙固定，并能进行正常咀嚼功能。

(3)汞合金夹板

Gross 于 1954 年开始应用汞合金夹板，后来 Lloyd 和 Baer 对其加以改进。这种夹板适宜用于固定有龋坏的松动后牙。

制作方法：

汞合金夹板的制作需要汞合金、充填器械、钻针、挖器、直径 0.7mm 不锈钢丝、切断钳等。

①如固定后牙7654|，先在口内去尽龋坏，制备充填窝洞，将4| 制备成远中邻牙合洞，65| 制备成近远中邻牙合邻洞，7| 制备成近中邻牙合洞。

②制备邻面时，在接触点处应向颊，舌侧适当扩展，使此处夹板有一定宽度，具有一定坚固性。

③隔湿、消毒、吹干，用汞合金充填窝洞后，雕刻出牙合面解剖形态，最后调牙合，建立平衡牙合(图 17-14)。

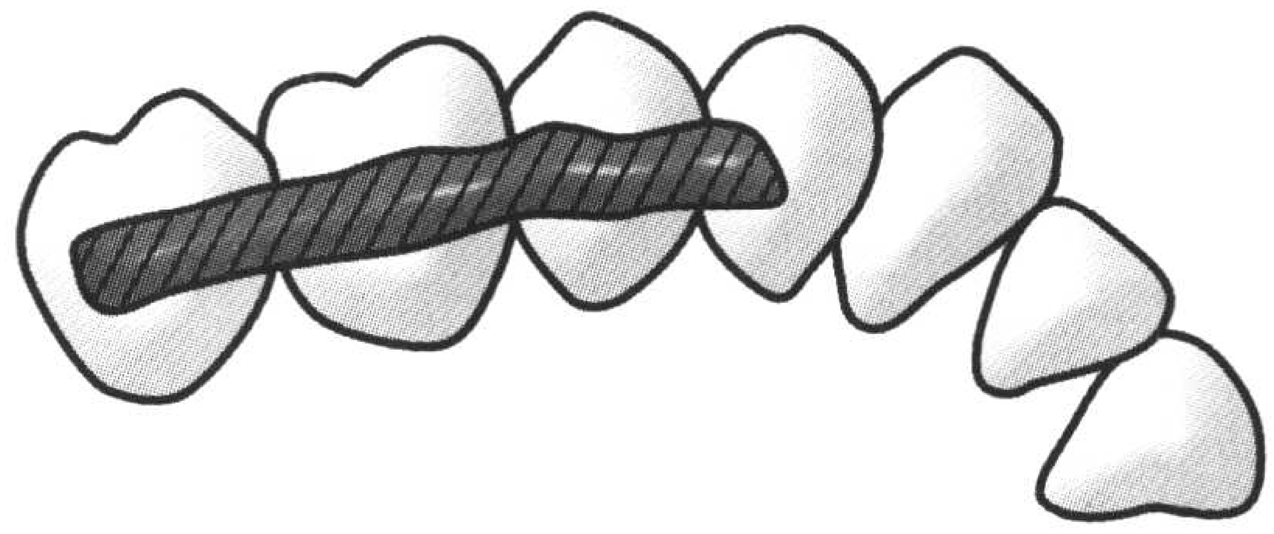


图 17-14　汞合金夹板

④为了防止夹板使用一段时间后，在两牙的触点处折断，可在已制备好的窝洞内先放入直径 0.7mm 不锈钢丝，然后再用汞合金充填，以增强夹板的坚固性。

注意事项：

①充填汞合金时，为了防止牙齿邻面有悬突，刺激龈组织，产生龈缘炎，可在邻间隙内放置木楔。

②接触点处窝洞的深度不宜超过触点，以免磨除组织过多，使夹板在此处失去支持。

(4)针型夹板

针型夹板适宜于固定上、下颌前牙，常以$\frac{3|3}{3|3}$为基牙。

制作方法：

①将需固定的前牙切缘磨除 0.5～1.0mm 的间隙，以容纳金属厚度。

②在321|123切缘近中、远中角的牙釉质与牙本质交界的牙本质上，各制备 1 个深 1.5mm，直径约 1mm 的针道。所有的针道应彼此平行。

③用嵌体蜡或自凝塑料制作夹板的蜡型。蜡型应包盖磨除过的牙面，且全部针形的蜡型应清晰、完整(图 17-15)。

④将蜡型包埋、铸造。

⑤打磨、抛光夹板，然后试载、调牙合，粘结于制备的牙体上。

注意事项：

①针型夹板固定在口腔内，不需摘戴，体积小，在口腔内较舒适，且固定松动牙效果好，可用中熔合金或高熔合金铸造而成。

②这种夹板内的针较多，制备基牙时，应注意掌握针道不宜过深，位置应准确，否则易伤及牙髓。各针道必须平行，使夹板易于就位。

(5)平行管夹板：这种夹板是由一个横板两端

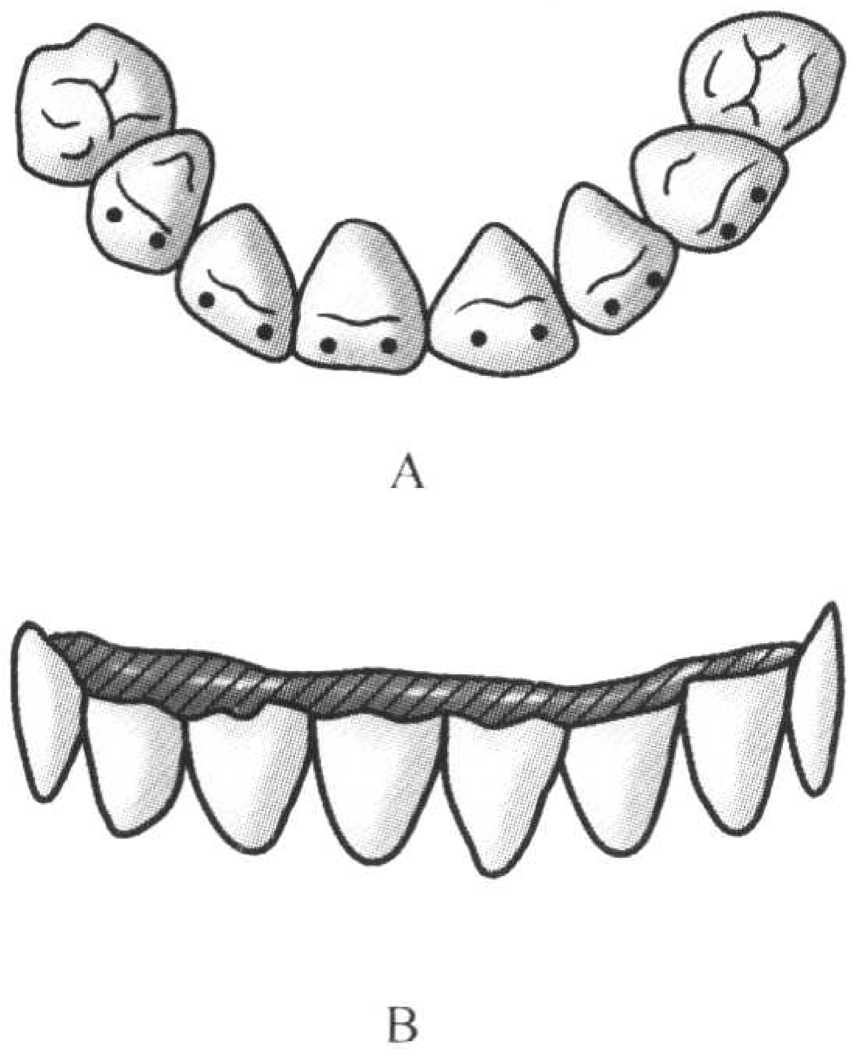


图 17-15　针型夹板

A. 牙体制备；B. 夹板戴入口内

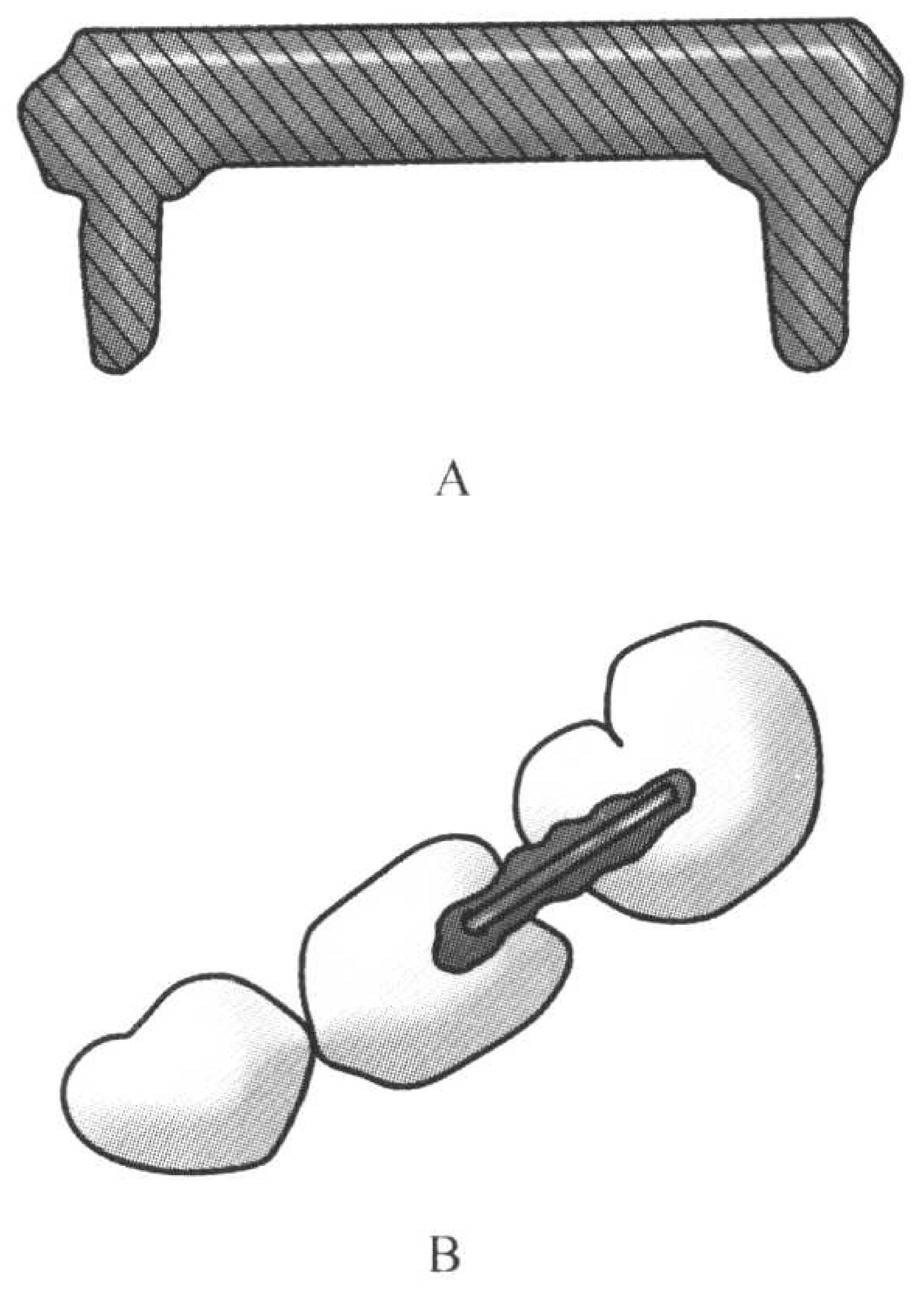


图 17-16　平行管夹板

有 2 个管子，管子分别插入各个牙齿内，把相邻的数个牙连接固定，形成一个整体。常用于固定松动的后牙。

制作方法：

①在需固定的后牙上，制备成品平行管窝洞。洞的宽度、长度与管的宽度、长度相似。管的内径约为 0.5mm，外径约为 0.8mm

②制备时，应将窝洞制备在两个牙冠邻接处，𬌗面的牙釉本质界内至少 0.5mm，以免伤及牙髓，并应去除洞面边缘无基釉。

③窝洞制备完成后，将平行管放入窝洞内试戴，检查两牙上的窝洞是否平行，若不平行，可加以修整，至夹板放入窝洞内达到要求为止。

④消毒窝洞，吹干，用粘结剂将平行管夹板粘结在牙上（图 17-16）。然后去除多余粘结剂，完成夹板。

注意事项：

①此夹板适用于牙齿长轴接近平行的后牙，2 个平行管才易放入洞内。若需固定的 2 个牙中有 1 个牙倾斜，则可取下一个管子，在此处改放螺丝针，从而将 2 个牙固定起来。

②在牙冠上制备窝洞时，洞的大小，深度应尽可能与管的外径相近，否则影响夹板的固定效果。

(6)不平行针夹板

不平行针夹板适用于固定排列不整齐的上下颌前牙。

制作方法：

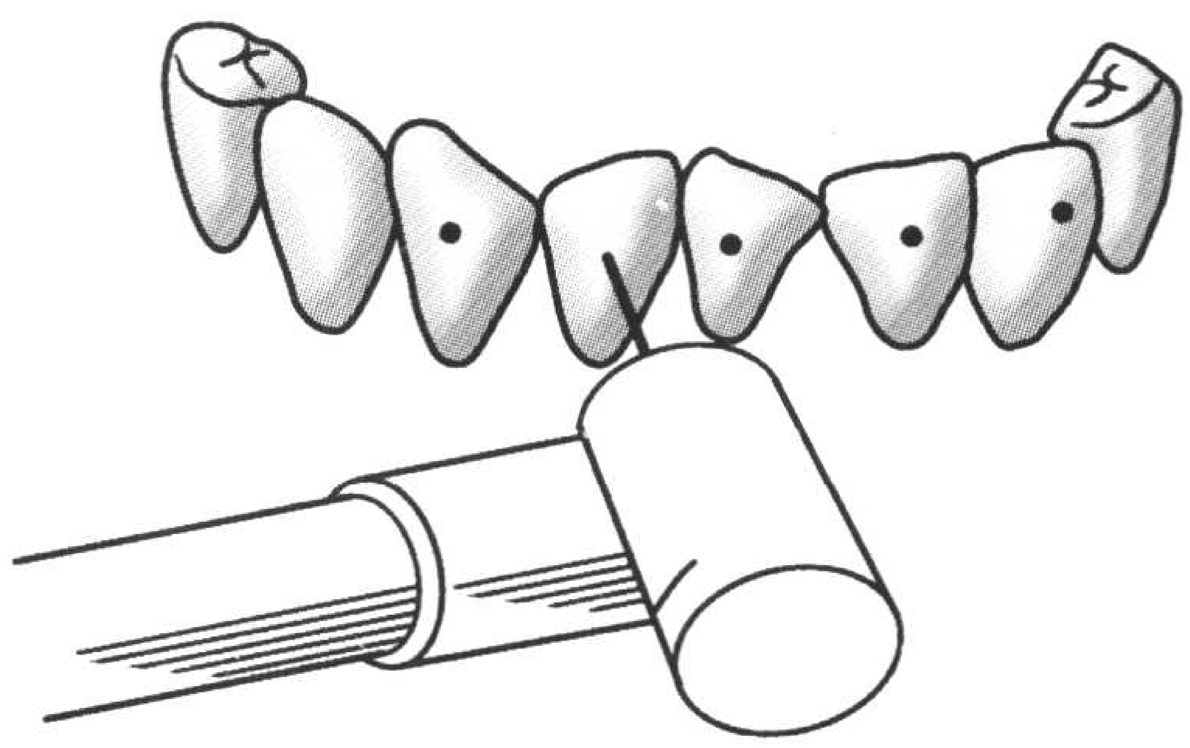


图 17-17　不平行针夹板针道制备

①在需固定的下前牙上，根据 X 线片确定针道的位置，避开牙髓，在口内牙冠上做记号。

②用 700 号或直径稍大些的裂钻，在牙冠标记的部位，从唇侧向舌侧制备针道（图 17-17）。若需固定321|123，则在其切缘处，依次制备针道。针道方向应与切牙长轴垂直。

③各牙针道制备完成后，在各针道中插入钢丝，从舌侧穿至唇侧（图17-18）。用弹性印模材

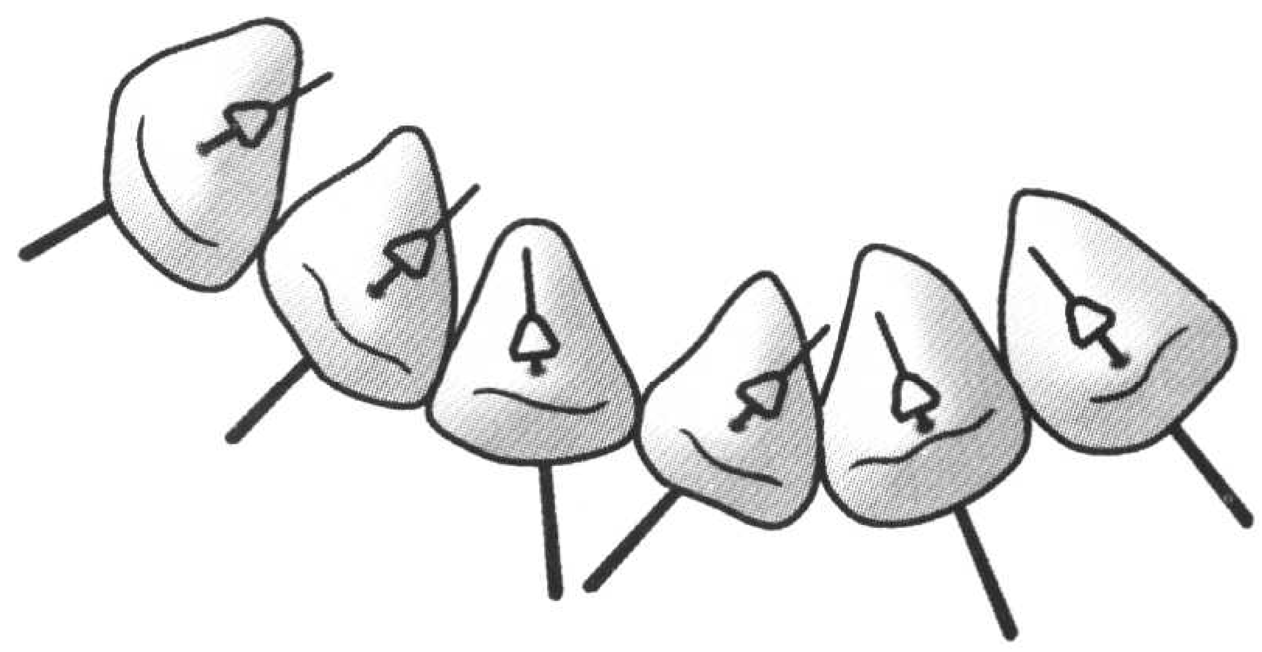
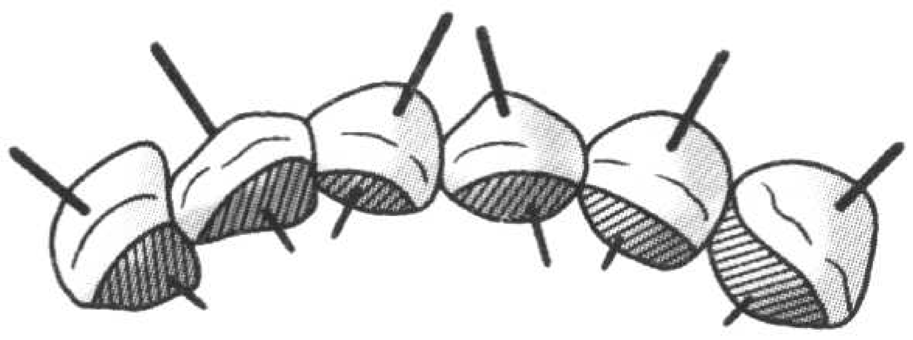


图 17-18　各针方向

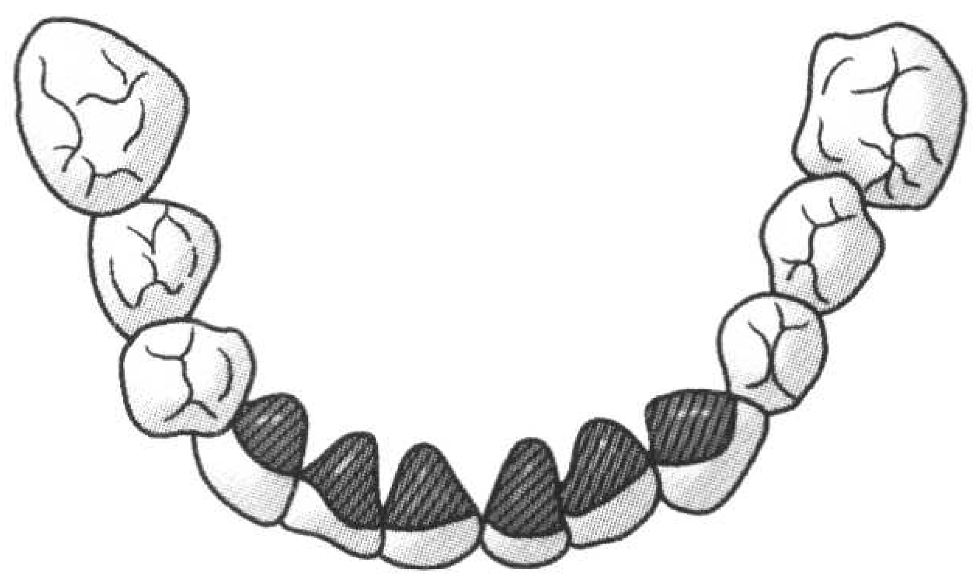
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

料或石膏，制取包盖切缘的舌侧印模。待印模材料凝固后，钢丝即固定在印模内，再从舌侧方向取出印模。在钢丝上涂油剂，灌注人造石模型。在模型的舌侧制作蜡型，然后从模型上取出钢丝，蜡型的针道内放入耐火材料针，包埋、铸造。

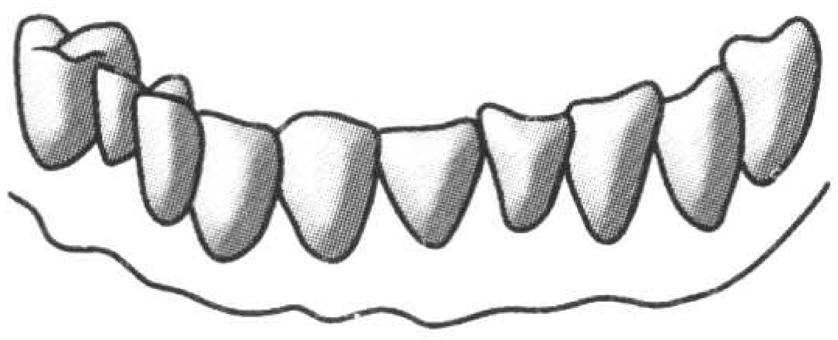
④将完成的铸件打磨抛光，在口内试戴，用螺纹钉通过针道，将夹板固定在松动牙上。牙冠唇面针孔用牙色自凝塑料充填。从唇侧观，不显露夹板的金属（图 17-19）。



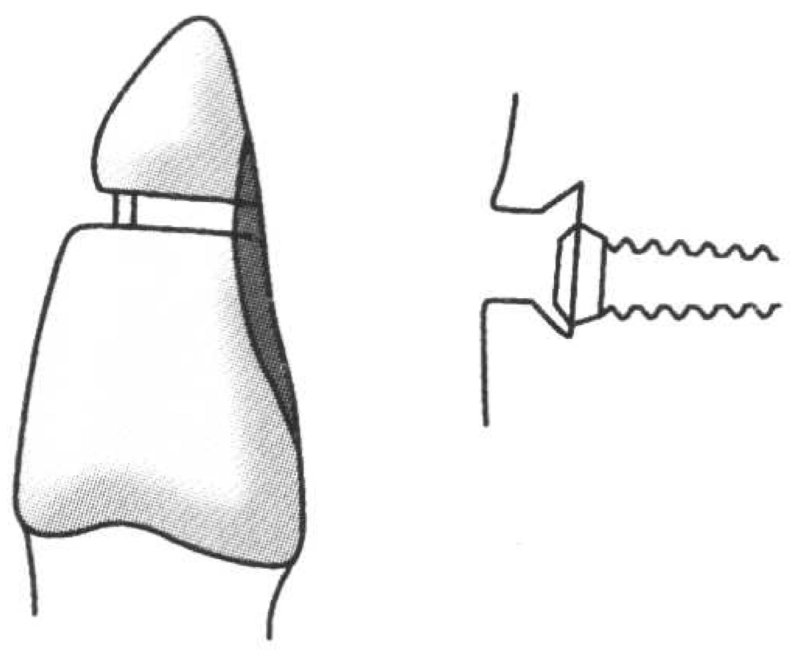
A



B



C



D

图 17-19　不平行针夹板

A. 蜡型；B. 夹板戴入口内（舌面观）；C. 唇面观；D. 剖面观

⑤取印模时，为了使针道中的钢丝能与印模一同取出，钢丝末端应形成一定的固位形。

（7）金瓷固定夹板

近年来，金瓷固定夹板的临床应用逐渐增多。这种夹板制动能力强，固定松动牙效果好，同时符合患者美观的要求。

适应证：牙周病患牙经牙周治疗，消除牙龈红肿、脓包等炎症后，经过数月至半年的活动夹板固定，牙槽骨吸收稳定，伴有新骨形成，骨质变致密，骨小梁排列正常者。

牙周病患牙牙槽骨均有吸收，一般牙槽骨吸收达根长的 1/3～1/2，根尖区无病变，骨质致密，患者要求做固定夹板时，可设计金瓷固定夹板。患者有牙列缺损时，可做金瓷固定义齿夹板。

制作方法：

①设计夹板：根据 X 线片显示的牙周情况，临床患牙松动度，全口牙殆关系，并按有无牙列缺损，缺隙大小，临床牙冠长度等设计夹板。若松动牙中有个别牙牙槽骨吸收超过根长度的 1/3～1/2，根尖区无病变，骨质致密，患者要求做固定夹板时，可设计金瓷固定夹板。患者有牙列缺损时，可做固定义齿夹板。

②牙体制备：其制备方法同金瓷全冠牙体制备。必要时可打麻药，年龄大者，可不打麻药。在进行牙体制备时，医师要体贴患者，尽量避免因磨牙时的振动造成牙周创伤而给患者带来痛苦。

③常规取模：用超硬石膏灌制模型。若桥体较长，应注意固定义齿夹板的就位道。

④金瓷固定夹板的制作方法同金瓷冠、桥。

⑤将完成的金瓷固定夹板在模型上试戴、调殆、修整、尽可能制作得精细些。

⑥最后上釉完成夹板。

⑦在患者口内试戴、调𬌗、修整、粘结。

注意事项：

①制备牙体时，不要给患者造成新的牙周创伤，不增加牙齿动度。切割速度应慢，器械应锐利，切削力强，压力轻，振动小，防止给牙周病患者因制作夹板带来更大的痛苦。

②制备牙体时注意各基牙之间的平行，因患牙周病时，会发生牙移位。

③为牙周病患者做金瓷夹板时，应注意患牙的牙根。因牙周病牙龈退缩，牙根变短，临床牙冠加长。在做牙体制备时，外形高点线不要降至根部，止于颈部即可。若牙根在有龋坏或过敏，则可至于根面。应防止牙体磨除过多，减少了牙齿的支持及夹板的固位作用。

④金瓷夹板的作用主要是制动和固位作用。由于人们生活水平和经济水平的不断提高和改善，对口腔和面容的美观要求越来越高，但作为口腔修复医师在设计和制作金瓷固定夹板时，应注意必须做到制动、固位与美观两者兼顾。

⑤金瓷固定桥夹板桥体的颊舌径应减小，以减轻𬌗力，保护基牙及松动牙的牙周组织。

(8)套筒冠夹板

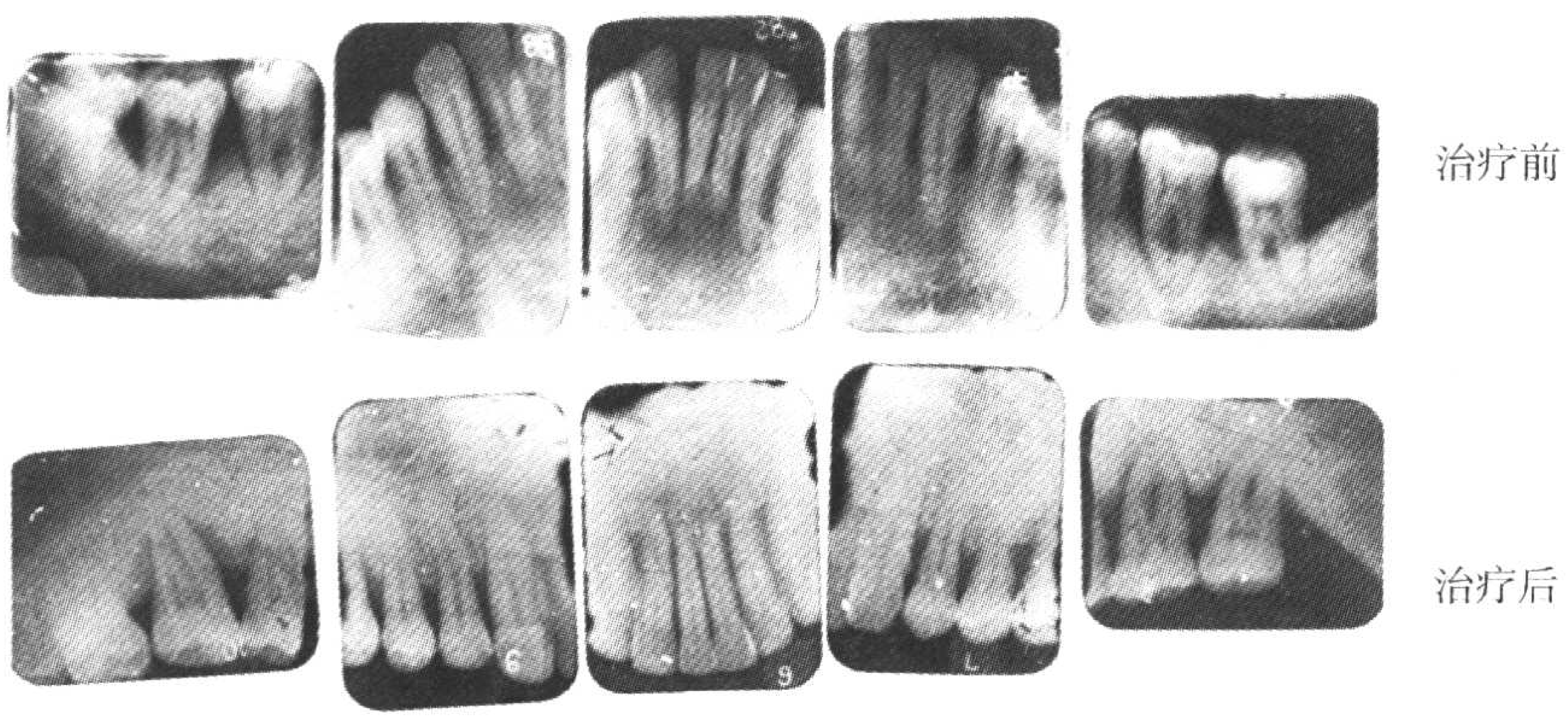
圆锥型套筒冠夹板适用于牙周病牙移位，残根、残冠，以及松动牙的夹板固定修复。可将上述牙齿制作成桩核，上面做内冠，在内冠上做外冠，制作成固定-可摘联合夹板。由于这种夹板基牙之上为内冠与外冠，𬌗力可顺着牙轴方向传递，其固位和支持作用较好。但制作复杂、价格昂贵。

四、牙周病治疗的效果

牙周病是口腔常见病、多发病，又是慢性疾病，但常不被患者重视，未及时到医院就诊，直到



A



B

图 17-20 牙周病治疗前后牙周组织改变

A. 上颌牙治疗前及治疗后；B. 下颌牙治疗前及治疗后

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙齿松动了才到医院看病。在临床中常见青少年全口牙松动，患者不能正常进食、牙齿咀嚼无力，只能吃软食，而且口腔有异味，给患者带来极大的痛苦。牙周病的原因是多方面的，是多种因素造成的，有遗传性及后天性的。

我们对牙周病的治疗开展了 20 余年，定期与口腔内科牙周医师会诊，讨论分析病例，确定治疗方案。通过临床综合治疗，牙周夹板的应用，笔者认为牙周病的治疗是有明显效果的。治疗的关键在于患者要坚决配合医师的治疗方案，贵在坚持。牙周病治疗需要 1 年、2 年，甚至更长的时间，而且必须定期到医院进行洁治、消炎、除菌斑、调𬌗、调节夹板，或更换夹板等治疗，这些均要花费一定时间，患者工作忙，没有时间来院就诊，就会影响治疗效果。

同时要求医师要耐心、细心和有爱心，对疾病的诊治应认真负责，诊断准确、治疗方案正确，设计合理。还应给患者做心理治疗，使患者乐意接受治疗方案，并定期通知患者来院复诊检查，在时间安排等各方面给患者提供方便。

夹板的种类较多，但最主要的是两种，即固定夹板与活动夹板，经过多年临床应用，笔者认为固定夹板对牙周病松动牙的固定，制动效果最好，建议选用固定夹板进行牙周病治疗。

经过多年的牙周病治疗，证实多数病例的治疗是有效的。笔者在 10 多年前曾做过几十例牙周病患者，其中有 1 例是本院教师，一直追踪 10 余年。该病例制作牙周夹板时，上前牙有近 2 度松动，1|12 牙槽骨吸收到牙根 1/2，骨质疏松。经口内牙周治疗后，做 3/4 冠固定夹板。经常调𬌗。2004 年 6 月因夹板折断来院复诊，检查牙齿松动 1 度，牙槽骨质变致密，改做金瓷固定夹板。

此外，有不少全口牙松动者经治疗后，牙槽骨骨质致密，松动牙变稳固（图 17-20）。总之，说明牙周病的固定修复治疗可以取得良好的效果，患者与医师都应有信心。

（赵云凤　袁　林）

参考文献

1　曹采方．牙周病学．北京：人民卫生出版社，2001：1－5，11

2　赵云凤，米乃元，谢家祥．牙周病矫形治疗的临床观察(附 115 例分析)．华西口腔医学杂志，1983，1(2)：15

3　赵云凤．牙周病的矫形治疗．见：陈安玉，李秉琦主编．口腔医学新篇．成都：四川科学技术出版社，1984：231

4　朱希涛主编．口腔修复学．第 2 版，北京：人民卫生出版社，1987：440－448

5　马轩祥．口腔修复学．第 5 版，北京：人民卫生出版社，2003：480

6　赵云凤．口腔修复技术与工艺学．成都：四川大学出版社，2001：166

7　赵云凤．口腔矫形技工学．北京：人民卫生出版社，1992：259－280

第18章 Chapter 固定修复体的颜色

固定修复体主要包括嵌体、冠和固定义齿。随着社会的不断发展，人们生活水平、文化水平的提高，人们的审美水平也不断提高，审美意识不断增强。对于固定修复医师来说，仅能修复患者缺损和缺失牙的功能，是远远不能满足患者要求的。因此，在为患者的牙体缺损和牙齿缺失进行功能修复的同时，恢复和改善其自然、美观的外貌是非常重要的。要使人工牙达到自然、美观，除使其形态、大小、排列与邻牙的协调外，还必须使人工牙的颜色与邻牙颜色相匹配，达到以假代真的目的。因此固定修复体的颜色直接影响到修复体的效果。临床医师都能深刻地体会到，一件修复体形态再逼真完美，但颜色与邻牙不匹配，不协调，患者是坚决不能接受的。这说明颜色问题在固定修复中的重要性。

天然牙的颜色因人而异，年龄、性别，甚至因地区、种族的不同，天然牙齿的颜色都有差异。同时在临床工作中，医师的选色配色的环境、背景、光源等对选色的准确性也有影响；修复材料本身对颜色也有不同影响；制作室技术员制作修复体时的负责态度，操作技术水平等对修复体完成后的颜色均有影响。医师、技师对色度学知识的了解和掌握，对设计和制作出外观自然完美的修复体颜色也是非常重要的。要求修复医师和技术人员应具备一定的色度学知识。

第一节　颜色的理论基础

修复体的颜色是影响其美学性能的一个重要因素，涉及到口腔医学、物理光学、视觉心理和生理、心理物理、色度学及技术等诸多方面。

Chamberlin 认为理解颜色应是四个阶段：光源（light resource）、物体（object）、眼睛（eye）、表达（interpretation）。其他方式去理解颜色是通过三个领域：生理的、生理心理的和心理的。很显然，颜色科学根据作者的不同目的，从不同角度来描述这一问题，但是无论其目的是用于艺术、工业还是口腔，这门科学的基本组成是永恒存在的，这些原理和方法在牙科领域的运用使口腔修复学上升到艺术的高度。

一、颜色的视觉

（一）光源

自然光（日光）是太阳光从天空中反射出来，电磁能谱介于 380～770nm，是由波长在这范围内连续的光谱带组成，光谱带可组成七种不同的知觉（红、橙、黄、绿、青、蓝、紫），但其间存在着无数连续的光谱，光源或照明可以因缺乏某些波长而产生颜色。

照明可以从三方面进行评价：色温（color temperature）、光谱曲线（spectral curve）、颜色指数（color rendering index）。光源的色温是将物体加热到需要产生颜色时，黑体辐射的温度（以 kelvin 表示），不同阶段的光照（晴空、太阳直射等）具有不同的光谱能量分布（光谱曲线），人造光源（炽热光、荧光、紫外线等）同样具有不同的光谱分布和不同的色温。光源的颜色指数是用于测量在一个标准光源视野内，根据与物体颜色相适应的光照下物体所显示的颜色。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(二)物体

物体可以改变瞬间光线，尤其是在某一特定的光波段被吸收，而反射出来的颜色就显现出来了，当可见光谱中短波(蓝、绿)被吸收，长波(红)就反射出来，物体就显示出红或橙，绿色物体吸收长波而反射短波。物体的颜色有赖于光源的照射范围，如果瞬间光线不含有某一特定波段，那物体就不能反射出。

着色剂(colorants)无论是颜料还是染料，是产生许多物体颜色的物质，这种化学组成的物质可以有选择地吸收可见光谱的某部分，进而着色剂可以控制颜色，射在着色层的光线可以反射、吸收、分散和穿透。遮色取决于该层吸收或发射光的能力，尤其是单位面积上颜料的数量和颗粒大小，以及光吸收和发散能力。发散的程度取决于颜料的粒度和颜料颗粒在媒介上的折射率。

(三)眼睛(输入)/大脑(表达)

光通过眼睛的透镜聚焦在视网膜上，将对颜色的感觉带入大脑。虹膜控制着进入的光线量，视网膜表面由成千上万的神经末梢组成，超过百万的柱状细胞对光线非常敏感，控制着光线的输入，而对颜色不敏感。直径约 1mm 视网膜中央凹约有 700 万锥状细胞负责对颜色的输入。

光源、物体、人眼、大脑的综合分析能力均可影响人们对颜色的感受。因此，光源、比色环境、医师眼睛的色感均对颜色的匹配有影响。

二、对颜色的评价

颜色可分为彩色与非彩色两类。非彩色是指白色、黑色和黑白之间的各种深浅不同的灰色，共同构成白黑系列。该系列中物体的光反射率的变化，在视觉上表现为明度变化，愈近白色明度愈高，愈近黑色明度愈低。非彩色只有明度的差别，而无色相(色调)、饱和度特性。彩色是指黑白系列以外的各种颜色，如红、黄、绿、蓝、橙、青、紫等色。

(一)彩色的分类

眼睛接受光线，感色细胞辨别彩色。眼睛所接受的光，大致可以分成三种：①来自光源的直接光；②经由物体反射的反射光；③通过透明物体的穿透光。不同的光源，就有不同的光源色，太阳光看起来是无色的，钨丝灯泡的光源色是橙黄色，蜡烛的光源色偏橙色，木炭燃烧的光源色则为红色，霓虹灯的灯管内可充填不同的化学物质而形成各种不同的光源色。日光透过红色的玻璃即变红色，灯光透过彩色的玻璃纸也会产生彩色变化。透过色的彩色感觉和光源色、物体色不同，常有特殊及神秘的效果，彩绘玻璃的彩色效果，是不是非常特别呢？光线照到不透明物体时，物体会吸收部分的光线，而将其他的光线反射出来，反射出来的光线所产生的彩色，即是“物体色”。“物体色”是我们日常生活中最常见的彩色，通常从物体反射而来的光线可以反应物体的表面质感、重量的感觉信息。

(二)彩色三特性

生活中的彩色，总是在复杂多样的情况下出现，使我们在感觉彩色时，受到外在心理或生理因素的影响或干扰。所以我们在认识和运用彩色时，首先必须系统地认识彩色三特性，才能对彩色有明确的认识。人的眼睛可以看到及辨别的彩色，多达几百万种以上，再加上长时间以来，人类对彩色的认识领域也愈来愈广泛、深入，在这种情况下，我们对彩色的认识，就不能只靠着偶然的视觉经验及感觉，而必须清楚地知道构成彩色最基本的特性是什么，通过这些基本特性去系统地了解彩色。任何彩色皆具备了三个基本的重要性质：色相、明度、彩度，一般把这三者称为彩色三属性。德国科学家赫尔曼·冯·海姆霍兹(Hermann Von Helmholt，1821－1894)提出，各种颜色都具有三种特性，即：色相、明度和彩度。

1. 色相(Hue) 又称色调，色相是彩色相互区分的特性。赤、橙、黄、绿、青、蓝、紫就是一般常用的色相。在可见光谱中不同波长的辐射在视觉上表现为各种色相。色相以波长来区分，如波长 640～750nm 的为红色，波长 700nm 的为正红。以波长代表色相尽管精确，但难以普及，色相也是对彩色种类的界定。依据色相，品红色就是品红色，而不是黄红色或其他颜色。色相同时确定每种颜色在光谱中的位置。理论上可以有成千上万种色相，为了理解方便，将色相数限定在色环内，就有 24 种色相(某些色环是 12 种色相)。当我们和别人谈到彩色时，即是以色相来沟通，即使没有真正看到彩色，也能依视觉经验记忆而浮现出彩色，产生共识。随着彩色的种类日渐繁多，使用彩

色的范围日趋广泛，彩色运用的方法愈来愈复杂，对彩色辨别的要求也愈来愈高，单以常用的色相来辨别彩色已不适用。因此，在从事专业工作需要使用彩色时，大多用专业的标准色票及专用的标色方法，再加上专业的能力及经验，来准确地运用彩色。而在日常生活中，由于彩色繁多，我们在使用彩色时，除了用色相来做基本的沟通外，最好能用简易的标准色票或是随手可得的广告、杂志来丰富彩色的样本，以帮助我们和别人沟通和运用彩色。

2. 明度（Value）　即人眼对物体明亮的感觉，是由物体（彩色）表面的光反射率来决定的。

彩色有明暗程度，称为彩色的“明度”。明度高，是指彩色明亮，而明度低则是指彩色晦暗，黄色即是明度高的彩色，而紫色的明度就比较低。明度最高的是白色，最低的是黑色，在黑白之间可以分出许多不同深浅的灰色调。在专业的彩色运用时，明度有准确的数值来区分及标识，而平常使用彩色时我们必须要注意的是，同一个色相的彩色，如果明度不同，则可在同一色相的情况下，产生一系列彩色的变化。例如：浅红、亮红、深红、暗红，色相皆是红色，具有相同的波长，只是不同的明度变化。通常，我们在彩色中加白来增加明度，加黑来减少明度，使同一色相的彩色产生变化。

3. 彩度（Chroma）　彩度又称为饱和度或纯度，通常是以某彩色内含的同色相纯色所占的比例来分辨彩度的高低。纯色比例高为彩度高，而纯色含量少则彩度低。在彩色非常鲜艳时，我们通常可以很容易感觉出高彩度；但大多数情况下不容易作出正确的判断，因为在分辨彩度时易受到明度变化的干扰。黑白灰是属于无彩色，没有彩度的问题，只有明度的变化。一个彩色不论是加白或加黑，都会使纯色含量比例减少，而使彩度降低。一般加白时，我们会觉得彩色变浅，彩色鲜艳的程度降低，但是加黑时，彩色愈来愈深暗，感觉彩色愈来愈浓，不易分辨彩度降低，这是需要特别注意的地方。在专业使用的彩色系统中，彩度有明确的数值可以准确地判定。我们平常能感觉鲜艳的彩色是高彩度，而淡色、浅色、粉色、浊色、暗彩色度低，加上一些简易的彩色工具书或色票辅助，就可以大略作彩度的辨别了。

三、口腔临床对颜色的评价

颜色是三维的，不同的颜色系统对其属性的描述各不相同，目前在临床上和研究领域对颜色的评价，运用最为广泛的是孟塞尔（Munsell）系统和 CIEL* a* b* 系统。

（一）孟塞尔色度系统

孟塞尔是被牙科领域广泛接受的描述颜色的系统，它的三个基本属性是色相（hue）、明度（value）和彩度（chroma）。

色相是由所观察到光线波长所决定的，孟塞尔色相可分为 10 个级（黄、黄-红、红、红-紫、紫、紫-蓝、蓝、蓝-绿、绿、绿-黄），还可以进一步再分，这些色相轮状排列。彩度在牙科领域又常称为饱和度，是指色相的含量，分为 14 个级，在颜色立体图中，从中心向周边逐渐加深。明亮度是明度的表示方法，与从物体反射出光的量有关，在颜色的立体图中，垂直的分为 10 个级，0 代表最低（理论上完全黑），10 代表最高（理论上完全白）。

（二）CIE L* a* b* 系统

国际照明委员会（Commission International de l'Eclairage，CIE）1976 年推荐使用 CIEL* a* b* 颜色系统，该系统由于其具有可实践性，且其色度空间距离能代表可见到的颜色差异，这一系统广泛用于修复颜色差别的估价，3 个参数可以和孟塞尔系统相换算。

L* 代表明亮度（分级 0～100）与孟塞尔的明亮度相对应，a* b* 是彩度的参数，a* 轴与孟塞尔颜色空间的红-绿轴相对应（正 a* 向红-紫，负 a* 向蓝-绿）；b* 轴与孟塞尔黄-绿轴相对应（正 b* 向黄，负 b* 向紫-蓝），可以计算出色差值。

最先运用这一系统对可见颜色差异进行评估的是纺织工业，50% 的人可以觉察到 1 单位的色差。对陶瓷样本的评估基本相似，当色差超过 2 个单位时，100% 观察者可以作出正确判断，而小于 1 个单位就会有许多偏差。对于在口内的判断就更为困难，存在着嘴唇、牙龈、邻牙、修复体、唾液、观察角度等干扰因素，在口内只有当色差大于 3 个单位时，才能被准确地判断。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第二节　颜色的测量

一、颜色测量的方法

颜色并不是物质的固有特性，它既与物质本身的性质有关，又与照明条件、观察条件、观察者的视觉特性以及其他因素有关。颜色是一种受物理学、视觉生理学、心理学影响的综合量，对颜色的测量是建立在对以上认识的基础上的。

颜色的测量随被测颜色对象的性质不同而分为自发光体颜色的测量和物体色的测量。如光源等所表现的颜色是其自身辐射而成，所以这类颜色的测量主要是确定其光谱功率分布；而物体受到光源照明后经过自身的反射从而形成人眼观察到的颜色，这种颜色实际上是物体表面的反射光度特性对照明光源的光谱功率分布进行调制而产生的，因此物体表面色的测量主要是测定物体色的光谱反射率。

颜色的测量方法有视觉测色法、仪器测色法。

（一）视觉测色法

视觉测色法是利用标准色卡，通过视觉与试件相比较，从而测定及评价其色度。色卡中主要有JB标准色卡，色卡上标记着色度的三个属性（色相、明度、彩度）。牙科使用的色卡中，医学用标准牙冠色卡共有125种颜色。视觉测色法不适用于近似完全镜面的表面。照明所用的光源虽说以北方天空的自然光为宜，但由于易受到天气的影响，多使用色度评价专用光源 D_{65} 及以此为标准的照明装置或色度评价专用荧火灯。该荧火灯由于照度较低，使用时有必要加以提高。作业面的照度条件以1 000K以上，均匀且不炫目最为适宜。观察条件为45°角观察。比较色度差异时应将观察对象靠近并排放置，应注意调整周围环境颜色。为使用色块的大小感觉相同，多使用无光泽、非荧光性的均匀无彩色背景。色块面积大小应超过2°视角。例如，观察者从50cm处观察直径1.7cm的试件时视角为2°；当试件直径增加到8.8cm时，视角相应变为10°。试件越大识别精度越高。有研究者称10°视角的判定精度约比2°视角时高3倍。牙齿的大小有时会小于1.7cm，识别精度则还会降低。视觉测色法的观察者必须具有正常的色觉。

（二）仪器测色法

1. *光电积分法*　光电积分法是仪器测色方法之一，通过把探测器的光谱响应匹配成所要求的CIE标准色度观察光谱三刺激值曲线或某一特定的光谱响应曲线，从而对探测器所接收到的来自被测颜色的光谱能量进行积分测量。这种方法具有便携、机动性好、使用简便、测量速度快等优点，也具有适当的测量精度。采用光电积分法制成的测色仪器已广泛应用于现代工业生产和控制过程中，但是这类仪器无法测出颜色的光谱组成，这时就应该采用分光光度法来进行颜色的测量。

2. *分光光度法*　分光光度法是一种较精确的颜色测量方法，它主要是测定物体反射的光谱功率分布或物体本身的反射光度特性，然后根据这些光谱测量数据可以计算出物体在各种标准光源和标准照明体下的三刺激值。通常分光光度法可分成光谱扫描和同时探测全波段光谱两大类。光谱扫描法是利用分光色散系统对被测光谱进行机械扫描，逐点测出各个波长对应的辐射能量，由此达到光谱功率分布的测量，这种方法精度高，但测量速度较慢。为了解决测量速度和提高测色效率，便出现了同时探测全波段光谱的新型光谱光度探测方法。为了同时探测全波段光谱能量分布，可采用多光路探测技术和多通道探测技术。但是多光路的同时性只在红外波段实现，在可见光区只能部分实现，所以，为了探测可见光，通常采用平行探测法，即多通道技术。与常规的用单色仪分光实现波长扫描的测色系统相比，多通道系统除了具有快速、高效的优点之外，还大大降低了对测量对象和照明光源的时间稳定性要求，应用快速存取（对不含有关信息的通道快速跳过）和分组处理（通过将相邻通道相加可进一步改善时间分辨），在时间分辨和光谱分辨两者之间实现有益的兼顾。目前，国际上作为产品真正用于自动配色的颜色测量系统都是采用多通道技术。多通道快速测色系统的照明光源可以采用脉冲式和直流式两种类型。两种照明光源的选用各有利弊，

只要设计合理，应用得当，均能获得满意的结果。

二、测色仪器

临床和实验室常用的测定牙齿颜色的仪器有分光光度测色仪、光谱测量仪、三刺激值测色仪、齿科用颜色分析仪、光纤饱和度扫描仪、摄影-扫描-计算机分析、数码摄影-计算机分析等。根据测色仪器原理可将它们大致分为分光光度测色仪与光电测色仪两大类型。

（一）分光光度测色仪（spectrophometer）

是使用多个传感器测定试件表面反射光线各个波长的反射率，它将测色结果数值化的同时还能将反射率曲线化。当代的分光测色仪内储藏有各种照明光源的数据，还能测定分光辐射亮度、光亮度、相关色温度、色度坐标、偏色判定图、分光反射率、分光透射率（transmittance）等各种数据，因此在颜色的测定中占据主流。

（二）光电测试仪

第一台分光光度计价格昂贵、速度慢，且要获得成功的操作必须有技术熟练的操作人员。现在市场上销售的是价格便宜、迅速且容易应用的仪器，可直接测量色源的三刺激值和色度，称为光电积分测色仪器，这类仪器最初称为三刺激色度计（tristimulus colorimeter），是由亨特在 20 世纪 40 年代初以“NBS”为色差单位在 α、β 均匀色坐标体系的基础上而开发的相应光电测色仪器，1950 年开始制造和销售。

光电测色仪是仿照人眼感色的原理而制成的。人眼有红、绿、蓝三个基本颜色的色觉，制造光电测色仪时采用能感觉红、绿、蓝三种颜色的受光器，将各自所感光的光电流加以放大处理，得出各色的刺激量，从而获得这一颜色信号。这里使用的受光器是在可见光的波段中，具有平坦敏感度特性的光电二极管和能平坦地修正光谱敏感度特性的滤色器和能调整到符合人眼色觉的滤色镜。通常将各组的 2 个滤色器串联配备，并可以用具有综合两者特性的一块滤色镜代替两块。在这里重要的问题是三块滤色镜能符合人眼的色觉程度，这种相互一致的条件称为卢瑟条件，是决定光电测色仪功能的重要因素。

分光光度计和光电测色仪虽然存在着一定的系统和随机误差，但仍然能有效地测量牙体和修复体的颜色。由于天然牙齿的复杂性（表面曲度、半透明性、颜色等），使测量时需要 3mm 的测量头以及固定装置，使得其在口内测量更具有挑战性。尽管如此，人们还是不断地对牙齿颜色在口内进行测量，但仍然无法完全解决准确性和可重复性方面的问题。

在颜色领域，运用计算机配色（computer color matching）一直是人们所追求的，其基本原理是用分光光度计测试多种色标样本，将复杂的牙色经数字化处理，输入计算机成为 CCM 的基础数据库。然后将现有的牙色测量数据输入计算机，计算机就根据基础数据库对其进行分析，内容包括被测牙的色相、彩度、明度，然后进行选择，包括所选用的遮色瓷、体瓷、釉瓷的型号，从而进一步排除人为因素的影响。由于技术原因，计算机配色还存在以下一些困难：

1. 在不同光源条件下，修复体与天然牙因同色异谱现象出现差异的颜色。
2. 现有的测色探头还无法适应临床测色精度的需要。
3. 目前广泛应用的是在 Kubelka-Munk 理论基础上建立起来的计算机配色方法，包括反射光谱匹配与三刺激值匹配，应用中有一定的局限性。
4. 临床上反射光谱较窄，因此要求 CCM 系统测量的灵敏度更高。

Ishikawa 等逐渐发展了与可适用于口内使用的分光光度计与计算机相连，完成了金瓷样本的颜色测量，结果表明，靶目标与计算机配色的样本之间 CIEL* a* b* 色差在 1 个单位以内为临床可接受。日本松风株式会社研制的电脑比色仪（shofu，日本）已推向市场，它是通过量化天然牙所具有的彩色三维结构——色相、彩度、明度的数值，准确地将颜色的数字形式传递给技工，并能同时打印出一套制作烤瓷修复体的瓷粉配方。

有学者采用分光光度测色仪测量人工牙反射光谱，发现这种仪器的敏感性较高，能减少同色异谱现象的发生，可以在比色、配色时得到更精确的颜色范围。1985 年，Goodkind 等用带光纤头的饱和度扫描测色仪（chromascan fiberoptic colorimeter）对 100 颗离体牙做了颜色测量，其结果与分光光度测色仪的测量结果相近。1994 年，日本学者 Ishikawam 报道了一种改良的光纤头非接

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

触式分光光度测色仪(fiber opric noncontact spectrophotometet)的临床应用。该仪器用光纤头汇聚光线,用可动平台对特别区域自动扫描和测量,所得结果显示其色差值 $\Delta E=0.15$,表明在口内环境中有极高的辨色力。

与视觉测色相比,仪器测色具有快速、稳定及指标量化的优点,结果可信度也较高。而口内活体牙色测量的研究工作又为测色仪直接应用于口腔临床提供了理论依据。但无论使用何种类型的测色仪都要把握其特性,并且必须注意测色结果是特定测色仪器得出的数值,而绝不能将其误认为是真正的色度值。

第三节　天然牙的颜色

要实现固定修复体的颜色与天然牙齿颜色的匹配,使其与邻牙协调,具有理想的美观外形及色泽,首先必须对天然牙色进行测量,对天然牙的色度值及其规律有所了解及掌握,才能再现天然牙的颜色。

一、天然牙的结构

天然牙是由牙釉质、牙本质、牙骨质三种钙化的硬组织和一种软组织——牙髓构成的。

牙本质构成牙齿的主体、牙釉质覆盖在牙冠的外表面,牙骨质覆盖在牙根的表面。牙齿中央有一空腔,称为髓腔。髓腔内有牙髓,牙髓通过根尖孔与牙周组织联系。

牙釉质是一种半透明的钙化组织,呈乳白色或淡黄色,无细胞、无血管。由釉柱和柱间质组成。牙釉质的厚度牙尖部和颈部厚度不同。牙本质硬度比釉质低,色淡黄,牙本质主要由牙本质小管和细胞突起组成。

天然牙的颜色是由牙釉质与牙本质的不同颜色和不同厚度所形成的。通常是半透明的牙釉质覆盖颜色较深的牙本质,从而产生天然牙的外观。又因牙釉质、牙本质的厚度不同,产生了各种不同的牙齿颜色。牙本质的颜色不是因牙本质内含有色素,而是由于牙本质小管的排列,以及其对光线的作用而产生的。

牙釉质中釉柱的形态可影响牙釉质的明度,从而改变牙本质的色相。所以天然牙的整体颜色效应是牙釉质表面对光的反射和牙本质对光的散射与折射的综合作用的结果。天然牙的外部形态内部结构和成分,以及牙齿含水量的变化均将影响天然牙的颜色。

二、天然牙颜色的测量

关于天然牙牙冠颜色的测量,国内、外已做了大量的研究工作,在测量手段方面也做了许多改进,到目前关于牙齿颜色的测量仪器和对牙齿颜色的有关知识已有较大的发展。

(一)早期的天然牙测色

早在 20 世纪 30 年代,Clark 曾指出能描述口腔内所有牙齿颜色的系统需要 800 个颜色。这说明天然牙的颜色范围很广,变化大,不同的人种、地区、性别、年龄、甚至同一个牙齿的不同部位,颜色都可能有差异。国外学者在这方面做了许多研究工作,因测试手段及测试对象不同,所得结果也不尽相同。

Clark 在其研究中将牙齿分为亮色、中等亮色和暗色 3 组,分别观察各组内每个牙冠的龈 1/3、中 1/3 及切 1/3 的色相并记录,结果发现天然牙的主要色相为黄色(Y)。当其彩度改变时,色相值相应增加或减少,使颜色呈现出黄红色(RY),或黄绿色(GY)。并绘出了不同色相(RY、Y、GY)时彩度与明度的关系图。

并进一步发现牙齿中 1/3 的颜色,通常代表此牙齿的平均明度和彩度。随着年龄的增长,牙齿色相逐渐由黄色变为偏红色,彩度增加。

Clark 认为极特殊的颜色是少见的,只有 1.1%的牙齿偏绿黄色,4.3%的牙齿偏红黄色,随着牙齿颜色偏红程度的增加,牙色的明度下降。Clark 认为明度值是牙色控制中的第一要素,彩度次之,色相值则对牙色再现影响最小。

Sproull RC 则认为在 Munsell 颜色空间的,一个单位的明度值差异引起的牙色差异相当于两个彩度值、三个色相值偏差引起的颜色差异。

MacEntee 用电分光辐射谱仪对 28 颗离体牙(11 颗浸于生理盐水中,17 颗干燥放置)和 36 颗活体前牙颜色测量,结果显示:活体牙的彩度高于离体牙,而离体牙两种保存方法间的牙色无显著差异。

Good Kind(1987)用光导纤维测色仪对2 830颗前牙进行测量分析。结果发现牙齿不是均匀的颜色，在同一颗牙齿，牙齿中部的颜色最有代表性，而切端和颈部颜色受周围组织影响较大，女性牙齿颜色的明度高于男性，而彩度较低，色相偏黄，35 岁以后，牙齿明度减低，颜色变得更红，彩度增大；上前牙较下前牙偏黄，切牙明度大于尖牙，上中切牙明度最高。

（二）国人天然牙的测色

国内孙冬古等用美能达 100 型测色色差计对 11 岁到 40 岁的 100 名中国人前牙进行测量，结果发现：中国人恒牙表面颜色十分明亮，白度较高，而且是黄中偏绿的颜色，牙齿颜色在不同年龄和性别无明显差异。

为了解中国人天然牙齿颜色特征，颜色范围及分布情况，为口腔固定修复体颜色匹配和牙科修复材料颜色的开发提供理论依据，朱津蓉、赵云凤等进行了国人活体前牙颜色的测量分析。

自从 1931 年 Clark 提出牙科修复学中的颜色问题以来，许多学者采用不同测色仪进行天然牙颜色测量，因技术上的困难，在早期均仅做离体牙颜色的测量。离体牙齿的生活状态被破坏，必然引起牙齿颜色的变化，测量结果与天然活体牙的颜色有一定差异。随着光学技术的发展和进步，特别是将光导纤维探头与测色仪相连接，使口腔内活体牙颜色测量成为可能。

朱津蓉等采用带光导纤维探头的测色色差仪对活体上前牙进行口内测量牙色的实验研究工作，分析了天然牙的颜色范围及分布，分析了牙色与年龄、性别及牙位的关系。其目的是为口腔临床修复的配色、选色，以及口腔修复材料的开发提供依据。

研究方法：本实验采用带光纤头的 FMC-9204 分光光度仪对 70 名 18～70 岁昆明市人口的 410 颗上颌活体前牙进行了口腔内的颜色测量及分析。测量时，保持被测者头部固定，光纤头与被测牙的牙面垂直，以每颗牙冠的表面中份为被测区，每个牙测量 3 次，取平均值。实验采用 CIE1976$L^*a^*b^*$色度系统对被测量的天然牙进行色度分析，并进行卡方及 t 检验。

结果显示：

1. 天然牙的明度值 L^* 与年龄呈正相关，其回归方程为：$L^* = 42.74 \pm 0.14 \times$年龄；色度值 a^* 与年龄呈负相关，其回归方程为：$a^* = 1.73 - 0.03 \times$年龄。

2. 上前牙的颜色并非均匀一致，而与牙位有关，其中中切牙的明度最大，侧切牙次之，而尖牙最暗，且颜色更偏红、偏黄，彩度最大。这可能是因中切牙的釉质较厚有关。上前明度值 L^* 范围为 46.99～65.65。

3. 性别差异对上前牙颜色影响不明显。

提示：口腔修复医师在为固定修复体配色、选色时应注意牙位的不同颜色应有所差异，不同年龄应选用适合该年龄段的修复体配色。即年轻者应选明亮度高的颜色，年龄大者应选用饱和度大的颜色。

（三）天然牙比色板的颜色

金瓷修复体是口腔固定修复临床上最常采用的修复体，自从 20 世纪 80 年代开展至今，已应用 20 余年近 30 年。也是广大患者最喜爱的修复体。赵云凤、王华蓉、李勇等为提高金瓷修复体的配色，选色效果，使修复体与同名天然牙颜色更加协调匹配，并了解和掌握天然牙比色中的规律，开展了金瓷修复体制作时对天然牙比色板比色结果的统计分析，并将金瓷修复体完成后再与原比色结果比色，使两者统一。

笔者对华西口腔医学院修复科临床患者比色进行调查分析，所有患者的修复体均为笔者亲自设计及制作，采用 Vita 比色板，由 2 个人在自然光源下进行视觉选色工作。共收集患者 175 例，404 颗牙齿。年龄最小者 20 岁，最大者 78 岁，其中男性 74 例，187 颗牙齿，女性 101 例，217 颗牙齿。并将收集资料按不同年龄分为 5 组，按牙位不同分为切牙组、尖牙组及后牙组。

调查分析结果显示：

1. *年龄与牙龄颜色的关系* 年龄小者选 A_2 色多，例如男性 20～39 岁上切牙组，A_2 色牙多于 A_3 色牙；女性 20～39 岁上切牙组也与男性相似。说明年轻者上切牙明度高，彩度低。

随着年龄的增长，则 A_3、$A_{3.5}$、A_4 牙色的牙齿增多，说明牙色的彩度随年龄增长逐渐增大。

尖牙组与年龄的关系不明显。

2. *女性的牙齿颜色*

（1）上颌牙：A 系较多，占上牙的 83.6%，其

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

中 A_2 占 47.8%，A_3 占 31.3%，余为 C_4 及 D_3。

①切牙组：A 系占 93.7%，A_2 占 57.1%，A_3 为 31.7%，说明切牙明度高。

②尖牙组：缺牙少，无明显规律，说明尖牙根长坚固。

③后牙组：以 A_2、A_3 牙数最多，占 70.5%，余为 B_2、B_3 及 D_3，说明后牙以棕色为主。

(2)下颌牙：牙数少无统计意义。

3. 男性牙齿颜色

(1)上颌牙：A 系色占 87.7%，其中 A_2 占 33.8%，A_3 占 42%，其余 C_4 色 1 个牙齿，及 D_3 4 个牙。

切牙组：A 系占 93%，其中 A_2 为 38.9%，A_3 为 41.7%。

尖牙组：A_3 最多占 61.1%，说明尖牙组饱和度较大。

后牙组：以 A_2、A_3 居多，其余为 $A_{3.5}$、A_4、B_2、B_3 和 D_3。

(2)下颌牙：以 A_2、A_3 占多数，A_2 占 38.5%，A_3 占 25%，其余为 B_2 及 B_3。

上述测量结果与朱津蓉的活体牙测色结果相似，可为临床固定修复体配色及口腔修复材料颜色研制及其建立比色系统提供依据。上述研究为初步分析，因样本数量少，仅供参考。

第四节 固定修复体的颜色

要获得理想的固定修复体颜色，除基牙制备体应达到制备的要求外，临床医师的比色，修复体颜色的测试及技工室技术员的制作，配色、染色技术水平均密切相关。

一、比色条件

视觉分析是借助于颜色标准采用目测的方法确定天然牙的颜色，但天然牙颜色的复杂多变性给视觉分析造成一定的困难。Clark 在研究中将牙分为亮色、中等亮色及暗色 3 组，分别观察各组内每一颗牙牙冠的龈 1/3、中 1/3 及切 1/3 的色相，结果发现天然牙的主要色相为黄(Y)色。当其彩度改变时，色相值相应增加或减少，使颜色呈现出黄红色(RY)，或黄绿色(GY)。并发现牙齿中 1/3 的颜色通常代表此牙的平均明度和彩度，随着年龄的增长，牙齿色相逐渐由黄偏红，彩度也增加。

人对颜色的感受能力有较大的个体差异，但感受能力不是不可改变的。有人证实，人对颜色的辨别、感受和表达都可以通过训练而得到改善，重复使用标准颜色的试验可以训练观察者的辨色能力。这些标准颜色试验，有的是在一定色相范围内的彩度上有微小变化，通过这些试验可以提高观察者对色相、彩度的辨别。因此，有人建议在选色比色时，可以通过偶尔注视一下中性色(如灰色)或牙颜色的补色(如蓝色)来消除观察者的视疲劳，使其能更准确地判色。此外，还有一些试验可以训练观察者将感受的颜色正确地表达出来。

视觉条件对颜色的选择和匹配产生着重要的影响，这些条件不仅包括光源，牙齿颜色，而且还包括周围橱柜和椅子的颜色，患者的衣服及是否化妆，以及视角。如果牙齿是在干燥的状态下，就应该在颜色估计时增加其明度，减少其彩度来补偿。色温5 500K(多云天气)被认为是适宜于比色，光谱曲线应和“标准日光”的光谱曲线相接近，如果两者之间存在差异，就会造成强烈地反射，颜色就不真实。操作者需要通过培训和经验积累增加比色技巧，应迅速准确地辨别颜色，否则在比色板上或牙齿上花费过长的时间，就会使锥体细胞中的光色素减少，比色的准确性降低。

Sorensen 和 Torres 认为比色应在以下条件下进行：

1. 中性颜色环境。
2. 患者去除口红或其他化妆。
3. 用中性色遮挡住鲜艳的衣服。
4. 牙医的视线与患者牙齿平齐。
5. 比色要快(<5s)，避免牙齿干燥或眼睛疲劳。
6. 眯眼估计明度。
7. 忽略比色板颈部颜色。
8. 快速浏览比色板，选择几个最接近的颜色。
9. 在不同条件下(唇的位置不同，光线不同或角度不同)比较颜色选择。
10. 利用尖牙作为参数。

11. 如果不能准确地比色，可选择低彩度高明度的颜色，以备以后表面上色纠正。

二、比 色 板

我们所说的比色板通常分为临床比色板和技工比色板两大类，每一大类里都有种类繁多的产品（表 18-1）。

（一）比色板比色存在的不足

牙科修复中最常用的视觉分析法就是把比色板作为颜色标准来进行与天然牙颜色的比较。这一方法操作简便，且可进行活体牙口腔内比色，但同时也存在明显的不足。

表 18-1 常用齿科比色板

临床比色板		技工比色板	
品　名	厂　家	品　名	厂　家
Vitapan Lumin-Vacuum Vita VMK * 68 ita VMK 95 Vitapan 3D-Master	VITA，德国	Noritake Super Porcelain AAA Color Color Table	Noritake，美国
Crysta Vintage Halo	Shofu，日本	G-Cera Cosmotech Color Table	GC，日本
Howmedica Microbond	Howmedica Osteonics，美国	VITA VMK 95 (Opaque Paste / Dentin/Enamel/ Neck/Opaque Dentine / Additional) Vita VMK-Farbindikator Vitachrom Delta	VITA，德国
Ceramco Duceram-On-Metal	Densply，德国	Ducera Creative-Color	Denplsy，德国
Chromascop Ivoclar	Ivoclar Vivadent，列支敦士登	Vintage & Unibond Opal Porcelain Color Table Vintage Halo(Red Shift / Opal) Vintage Valueplus Porcelain Color Table	Shofu，日本
GC Duradent	GC，日本		
Spectro	MHT，瑞士		

注：* VMK：VITA Metall Keramik

1. 比色板所提供的颜色的范围不够宽，包括颜色太少，不能表达所有牙齿的颜色。

2. 牙科医生与技师之间对颜色的主观感觉不同，使比色结果缺乏稳定性。

3. 不能将所得的结果转换成国际照明委员会(CIE)颜色专用指标。尽管有学者提出了一些对比色板比色法的措施，但其结果仍然不令人满意。

4. 比色板中比色片颜色的排列与天然牙不相同，各颜色之间距离太大，且排列不合逻辑，这使得比色操作无一定的规律性和系统性。

5. 比色板颜色空间分布不均匀，某些颜色空间区域中的比色片过度集中，而某些区域十分欠缺甚至缺如。

6. 不同厂家生产的相同型号的比色板中相同色阶的比色片也存有较大色差，并且即使同一品牌的产品颜色表现也不完全一致。

Sproull 认为任何比色板均应达到在颜色空间中按逻辑排列和在此空间中准确分布。目前可用的比色板尚未满足这两个条件，比色板和待比材料不配套。O'Brien 认为商用比色板并不能正确地代表天然牙的颜色，其根据 Marui(1968)、Sproll(1973)和 Burke(1975)的测量，认为孟塞尔系统天然牙的色相范围是 6Y～7YR，明度范围 6～8.5，彩度 1～5。而 Vita 比色板色相范围 1.3Y～5.1Y，明度 6.3～7.8，彩度 1.6～3.2。Bioform 比色板的测量，其色相 0.9Y～3.5Y，明度 6.55～7.8，彩度 1.9～4.1。吴效民等用 CIEL*a*b* 系统对 Vita 比色板进行测量，其 L* 值 58.57～69.56，a* 值 −1.03～2.54，b* 值 6.57～17.39。而中国人牙的色度范围 L* 值 63.68～86.54，a* 值 0.08～3.87，b* 值 6.67～29.79。这些结果表明天然牙的颜色范围在比色

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

板范围之外。

对颜色的视觉分析是生理及心理反应共同作用的结果，这一过程可能受到很多不易控制因素的影响，而导致结果发生偏差。Anusavic 等的研究也表明，选择颜色的能力与观察者的性别及临床经验没有必然的联系。以上研究证实颜色的视觉分析法带有明显的主观因素，具有一定的局限性，特别是在观察者长时间工作引起疲劳后，对颜色的评价差异则更大。

（二）Vitapan 3D-Master 比色板

Vita 公司在 1998 年推出了三维比色板（Vitapan 3D-Master）（图 18-1），它将颜色序列规则为系统，充分考虑颜色的三维效果（明度、彩度和色相）。Vitapan 3D Master 以其 26 种牙齿颜色均匀地、等距离地覆盖了自然界牙齿的大部分牙区，例如，它的明度级别 3 覆盖了天然牙色度空间的 50%，明度级别 2 和级别 4 覆盖了 46%，共覆盖了天然牙色度空间的 96%。王忠义等将 Vitapan 3D-Master 与 Vitapan Classical 相对比，认为前者具有色片数量多，增加为 26 个，比色过程简单，可信度高；色片在色空间的分布均匀、合理；可按照明度、彩度和色调的顺序进行比色，比色过程与人的视觉接近；最常选择的色片不再只有 3 个，而是至少 5 个以上，因而不受心理习惯影响等优点。另外，Vitapan 3D-Master 比色的结果如果为两个相邻的比色片中间色，则可通过将两个相邻的瓷粉按照 1∶1 混合配色，这是传统比色板所做不到的。

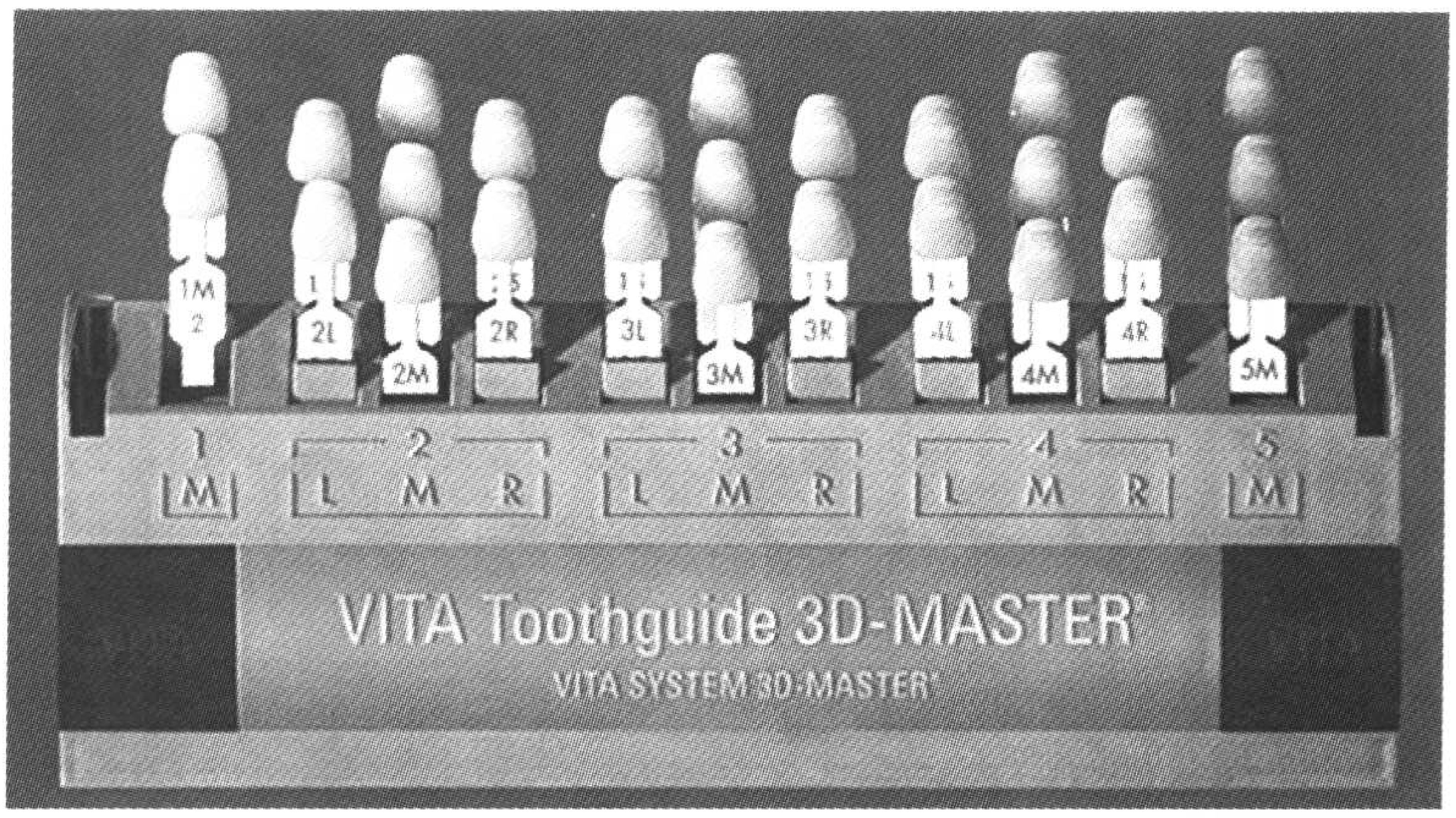


图 18-1 Vitapan 3D-Master 比色板

正因为有如此多的优点，Vitapan 3D-Master 确实是一个值得推广的产品，该比色板的颜色分布规律性较强，比色有一定的步骤可循，这里对其使用方法简介如下。

1. Vitapan 3D-Master 比色板的明度有 5 个级别（1～5 从明向暗排列）；色相有 3 种（L 代表偏黄色色相、R 代表偏红色色相、M 代表介于红黄之间）；彩度分 5 个级别（1、1.5、2、2.5、3，从低到高排列）。

2. 在比色板中用 M 组比色片的平均值 M2 确定自然牙的明度级别（图 18-2），比较时可以从 3M2 开始。

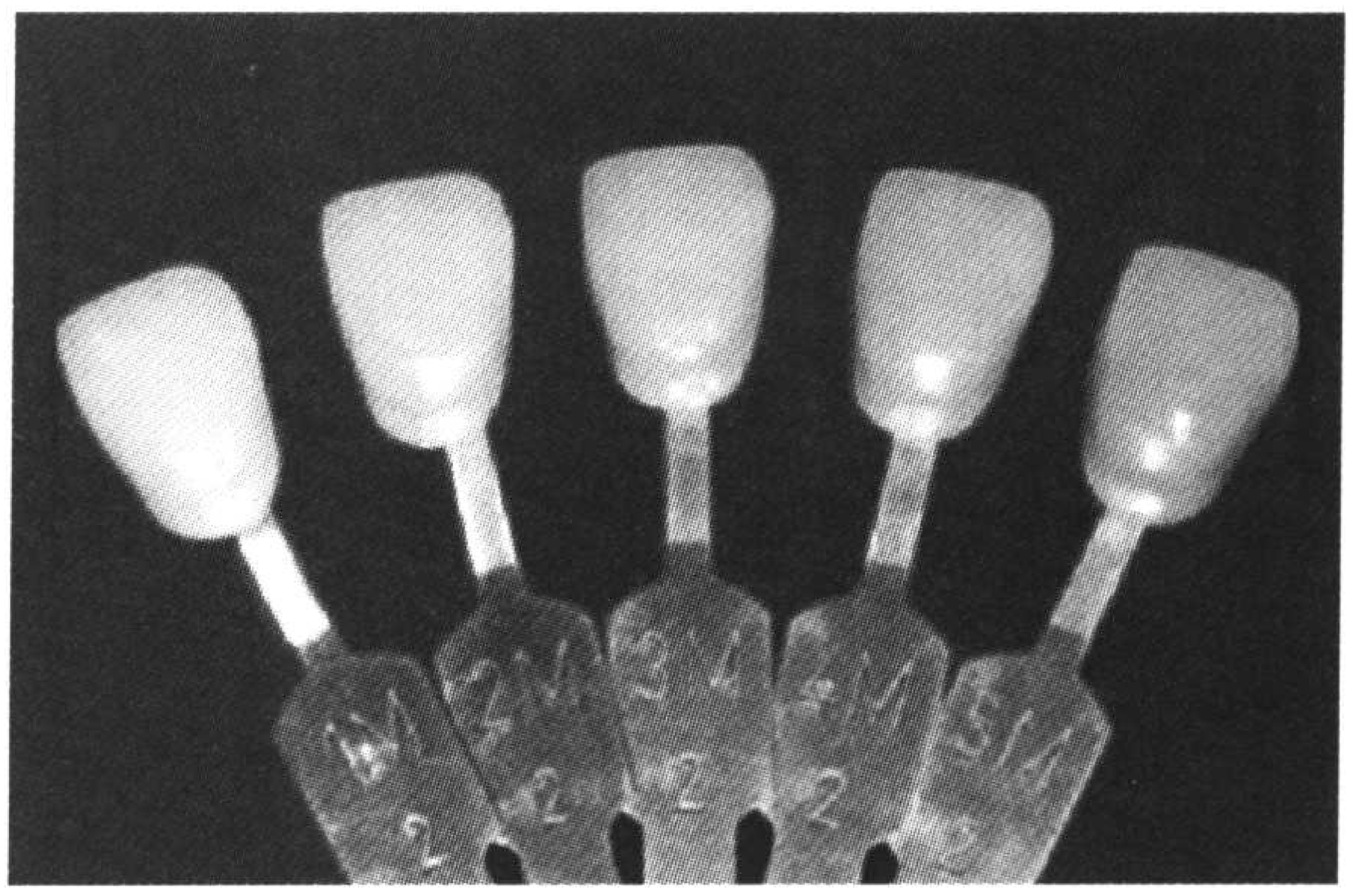


图 18-2 利用 M2 比色片比较天然牙明度

3. 确定明度级别后去掉或遮住其他明度组的比色片，在该级别的 2 个或 3 个比色片中选择适合天然牙的彩度级别。

4. 重新插回 L、R 组比色片，比较天然牙的颜色色相类型，判断牙色是否偏黄（L）或偏红（R），否则可选择中间值 M。

解决现有比色板缺陷的另一种方法就是定制比色板(custom shade guides),比色板由与临床修复体一致的材料制作,采用与修复体相同的加工方式,所以保持着非常近似的光学特性,颜色也能与最终修复体十分接近。定制比色板既可以与天然牙比色,也能与最终修复体比色。

三、比 色 仪

视觉比色法简单易行而在临床上普遍应用,但人类对彩色的感受是生理反应与心理反应共同作用的结果,常常受多种主观因素的影响。对于同一颜色的感受,即使受过专门训练的观察者之间也存在差异;同一个观察者,长时间工作引起视觉疲劳后,对同一颜色的观察也存在差异性,因此视觉比色方法存在不可靠性和不一致性。机械测量方法具有人眼所不可比拟的客观性、量化性,近年来成为临床上配色、选色的重要手段。

目前,市面上常见的牙科用比色仪产品主要有 Easyshade(VITA,德国,图 18-3)和 Shadeeye(shofu,日本)等。参考相关产品说明,分别简要介绍其使用方法。



图 18-3 VITA easyshade 电脑比色仪

(一)Easyshade

1. 开机准备

(1)安装仪器,打开电源,等待光源预热。

(2)准备校准:预热后,仪器处于准备校准状态。校准需要在每次开关电源或使用感染防护罩后进行,测量过程中则可不必再进行校准。校准必须使用新的感染防护罩,而不能使用已接触过患者的。如果误用污染的感染防护罩接触到校准区则需将其卸下进行清洗和消毒。

(3)设置开机默认值

①经过调节提示音大小、屏幕亮度和光源间歇时间长短后进入图 18-4 界面,工具条一为选择牙位、牙体区域(颈部、中间和切端);工具条二为选择"显示一次测量的结果"和"多次测量的平均值";工具条三为选择输出结果可按照 VITA 经典比色板或 VITA 三维比色板进行操作。

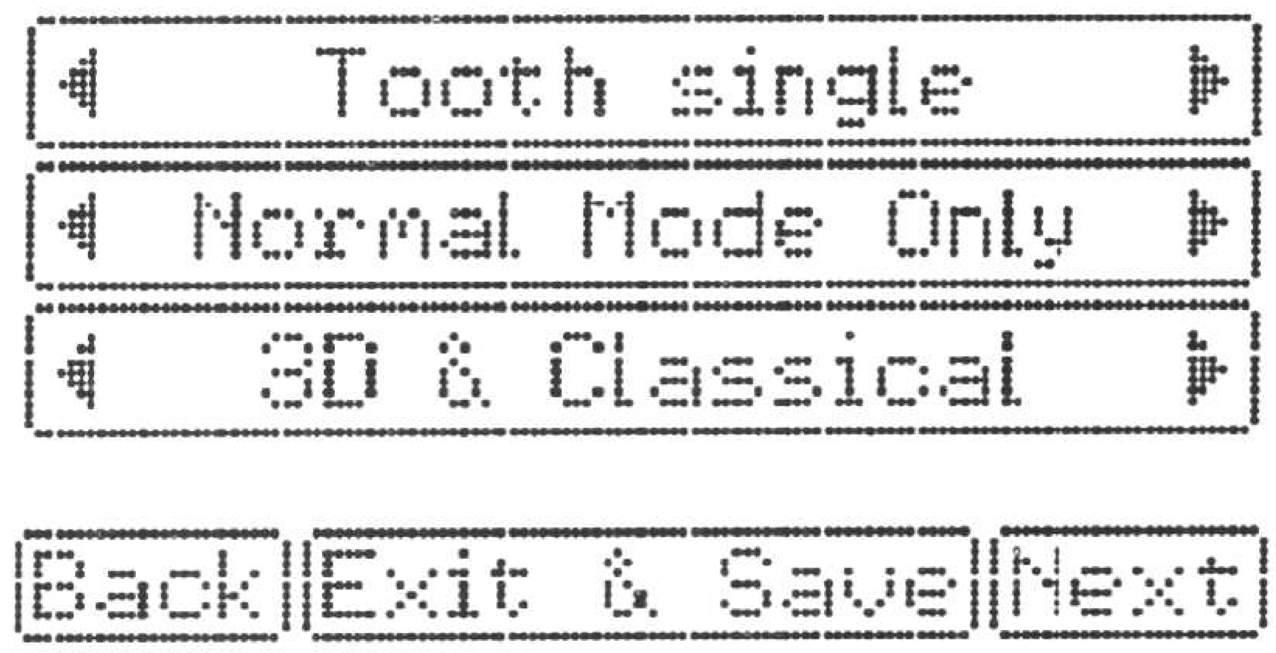


图 18-4 电脑比色仪操作程序

②图 18-5 界面中工具条一为选择半透明开(考虑牙体中 1/3 的半透明性)或关;工具条二为选择是否显示比色结果(L 指明度,C 指彩度,H 指色相)的详细信息;工具条三为选择是否显示"切端陶瓷"(牙体的区域测量中,切端测量的结果作为 VITA 瓷的釉质颜色,如 EN1、EN2、EN3)和"切端颜色"(牙体的区域测量中,切端测量的结果作为 VITA 颜色值)信息。

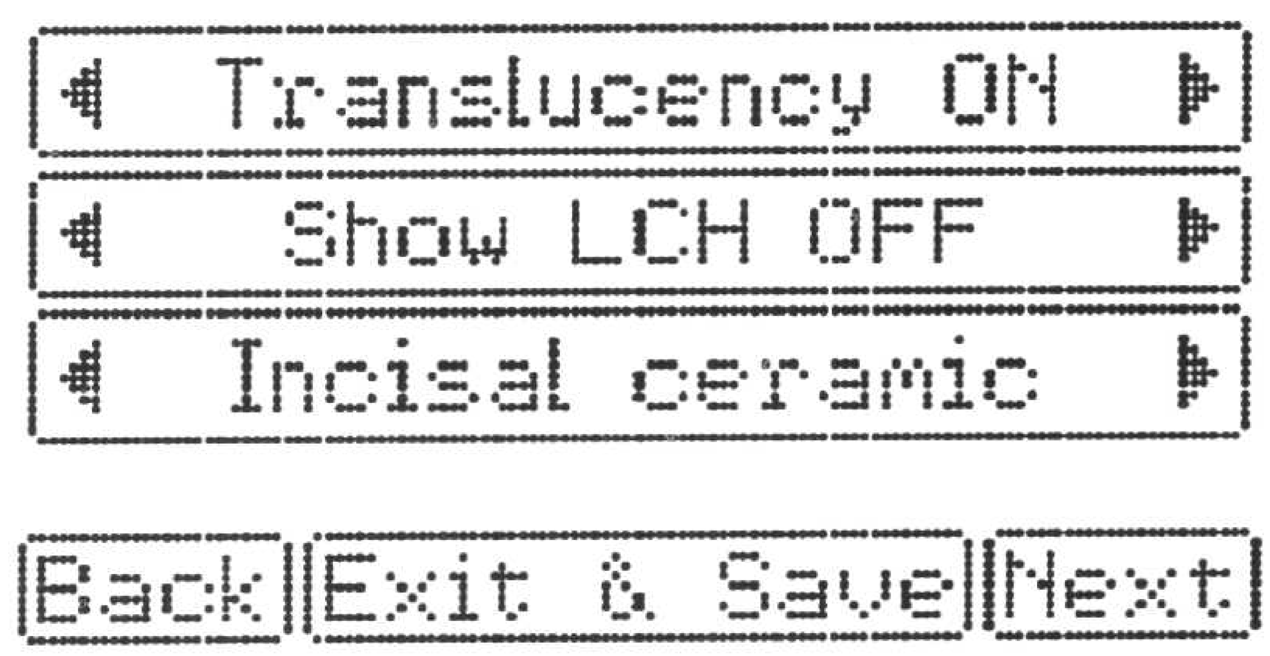


图 18-5 电脑比色仪选色程序

③该仪器安装有一个新的校准区,通常用于原安装的校准区丢失或损坏时,另有一设置为激活仪器的交互式测试,可进行校准。

(4)应用感染防护罩:在使用前对仪器进行正

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

确的清洁和消毒，使用感染防护罩对防止患者交叉感染是十分重要的。感染防护罩可以防止探测头的损坏和阻止探头接触牙体时发生滑动，从而确保获得精确地结果。

2. 校准　Easyshade 开机预热后会提示操作者进行校准。装好感染防护罩，将探头伸入校准端口中并使探头与校准区垂直接触。将探头向下加压，在保持其与校准区 90°接触的同时有足够的压力触发校准开关。稳定探头的位置直到仪器发出蜂鸣音提示校准成功。

3. 测色　Easyshade 能够用于测量不同牙位的牙齿颜色以及牙体不同区域的颜色。为了获得准确的结果，测色时探头应垂直于牙体表面，并与之接触。

(1)牙体的基础颜色可以由单次测量测出，也可由多次测量的平均值推测。测色的结果会与 VITA 经典或三维比色板相匹配，如果比色结果与其中任何一种都不相符则可用比色板再次比色并与患者协商。

(2)选择“tooth areas”模式，测量牙体颈部、中部和切端区域的颜色，这些设置不会改变开机默认值。

4. 验证修复体的颜色稳定性　技师和医师能够通过 Easyshade 验证修复体的颜色是否与天然牙在可接受的匹配范围内。对比结果将以“good”-修复体与靶颜色间几乎没有差别；“fair”-修复体与靶颜色间存在肉眼可见的差别，但在可接受范围内，对于前牙修复体则可能不可接受；“adjust”-修复体与靶颜色间存在肉眼可见的明显差别，需要重新配色的方式输出。

5. 测量比色片　要想更好地学习 Easyshade，可以通过测量 VITA 三维比色板和经典比色板的比色片来反复练习。测量方法同牙体的测量。

6. 扩展模式

(1)牙体的扩展颜色信息：牙体比色后即可显示结果，点击“3D-Master”后屏幕出现牙齿的颜色在 3 维颜色空间中的定位。继续点击屏幕的任何一个部位后还将继续显示颜色在明度-彩度空间的位置，此时屏幕显示的是所有的色相值，点击“+”或“−”可以显示不同的色相值。通过色相范围的变化可以评价出不同色相水平的彩度和明度。点击颜色空间屏幕的任何空白部分还将显示出透明度，这可以指示出牙体中 1/3 相对于 VITA 比色板标签的透明性。继续点击透明性界面将出现 D65 光源和 2°观察角度下的 L、a、b、C 和 h 颜色参数值，正常情况下为三刺激值设置：(L、a、b)或(L、C、h)。点击颜色三刺激值屏幕的任意部位可显示牙体的波谱范围曲线。在此点击这一界面将返回原始的比色结果界面。

点击“class shade”的过程与“3D-Master”相似。

(2)修复体的扩展颜色信息：修复体比色得到结果后点击“good”可以显示出修复体颜色空间的参数(L、a、b、C、h)。

(二)Shadeeye 比色仪使用程序

1. Shadeeye 比色仪使用时须注意以下事项

(1)比色区域应避免污浊、吸烟或任何其他油迹出现。

(2)避免有强力磁场的区域，如扬声器。

(3)避免碰撞、摔落或置于任何震荡的器械上，否则可能发生故障。

(4)强磁场可能导致错误读数，如果出现可关掉主开关后重新开启。

(5)不使用时应将校准帽放于仪器校准架上，否则可能因长时间存储或直接暴露于阳光下而导致变色。

2. 天然牙的比色

(1)定位测色接触探头。

①清洁需要测色的牙体表面。

②避免牙齿的脱水，应保持牙面少许湿润。

③由于天然牙可能存在偏离或完全不同与牙体本色的区域(如脱矿区或变色区)，所以探头应接触能够清晰显示牙体本色的区域。

选择测量区域应于牙颈部中央距离龈缘2.0～4.0mm 处(图 18-6)，如果此区域有明显的变色，着

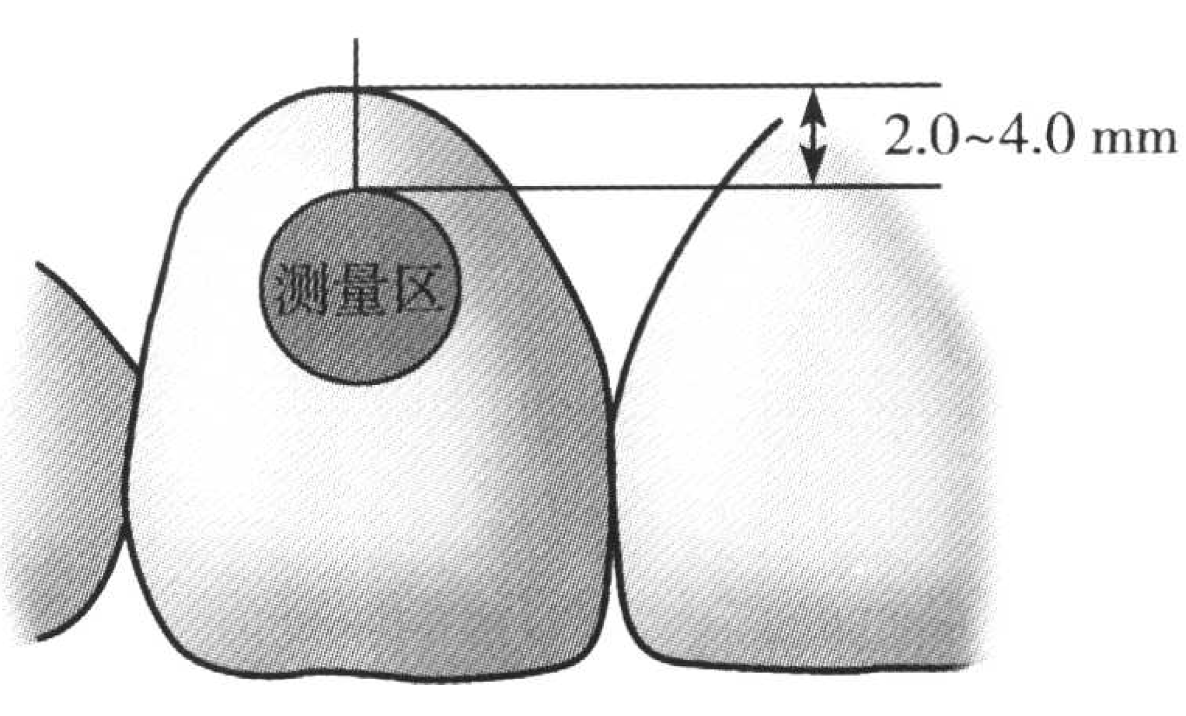


图 18-6　天然牙测色区的位置

色或污染可酌情更换测量区域。需要注意上中切牙、侧切牙，上、下尖牙可以被测量，下中切牙和侧切牙由于近远中径过窄而不能用于测量。

(2)打开电源，选择“tooth”模式。

(3)校准：进入“tooth”界面后等待出现校准提示，将校准帽置于探头上并按下“MEAS”按键，仪器会在 3 次光源闪过后出现“OK”，提示校准完成。在校准过程中须注意确保校准帽稳定接触测量装置，校准帽须定期清洁。

(4)选择牙位：校准完成后屏幕显示牙位界面，选择需要测量的牙位。

(5)测量：牙位选择后屏幕出现测量界面，将探头充分、完全的接触牙面(图 18-7)，探头正确放置后压下“MEAS”按键，即开始测色过程。第 1 次测量在光源闪过后结束，约 3s 后发出蜂鸣音提示，再次按下“MEAS”按键继续第 2 次测量，同法完成第 3 次测量。3 次的读数会产生最终的测量结果。

注意事项：

①如果三次测量的结果相差较大，则仪器会继续提示进行第 4 次和第 5 次测量，完成后仪器会自动根据相近的 3 组读数计算结果。

②测量时应保持探头位置的稳定，避免按压按键时在牙体表面发生滑动。

③如果测色结果与视觉比色结果间有较大差异需重复测色过程。

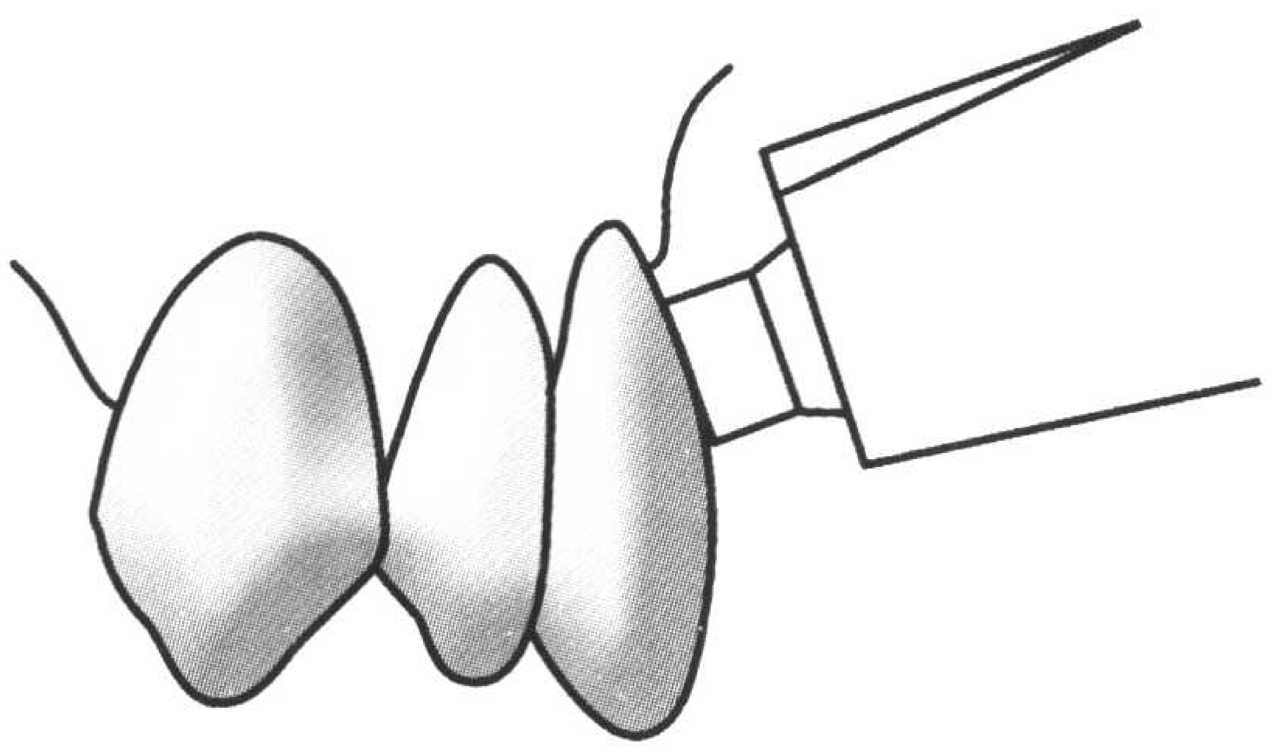


图 18-7 测色

(6)在标准模式(牙模式、瓷模式、增白模式)下确认测量结果。

①对应比色板比色片的序数。

在增白模式下可输出：NCC(NCC 比色板/Vintage Halo)，VCL(VITA Classical 比色板)，V3D(VITA 3D-Master)，Chr(Chromascop)，Bio(Biodent)

在牙模式下只可输出：NCC，VCL，V3D

②色系、明度和色相。

③图形展示(增白模式下此项不可使用)。

由于各比色系统都基于不同的制作材料、制作工艺和颜色思想体系，所以相互不可能完全达到一致和统一。如果比色后输出显示“ * ”，则说明测量结果与比色系统对应的比色片间有差异，数据是最近似的结果；显示“ * * ”时说明差异幅度较“ * ”增大。

如果明度值测量为负，说明颜色近似于传统的 C-和 D-色系。

(7)数据加工：测量得到的数据有“传输和打印”、“传输”、“保存”和“删除”四种处理方式。

3. 瓷模式的测量 瓷模式测量方式与牙模式操作存在以下区别。

(1)选择“porcelain mode”。

(2)测量结果不同(颜色、明度、色相；无对应比色板的比色片值)。

(3)如果接触探头的表面变得不均匀则应该更换。

4. 增白模式的测量 增白模式测量方式与牙模式操作存在以下区别。

(1)选择“whitening mode”。

(2)测量结果不同(显示比色板比色片号数)在增白模式下除了颜色还将显示四种标准比色板结果(VCL，V3D，Chr，Bio)。

5. 分析模式的测量 在开始界面选择“analyze mode”，该模式下测量结果的输出主要有 $L^*a^*b^*$ 数据和 XYZ 数据，其使用方法与天然牙的测量大致相同。

(三)比色仪比色存在的不足

虽然仪器比色的应用日益广泛，然而其自身的缺点也逐渐为人们所认识。

1. 部分光线进入半透明的牙釉质层后会发生折射，改变原有路径，从而会在界面距入射点一定位移处返回，这使探头检测到的光线部分损失，引起边缘缺失现象，继而影响比色的精确度。

2. 牙体组织具有不均匀性，这使得探测头不能完全探测出整个牙齿表面的颜色，而只能获得优先区域的颜色值。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 原本是三维形态的牙体空间图像被转换为二维的图像，这也会降低结果的精确性。

4. 如仪器精确度过高将限制经验丰富医师比色技能的发挥，比色时探头的角度和放置于牙体表面的压力对比色结果造成的影响，夸大局部牙菌斑和色素沉着对比色结果的干扰等。

四、医技之间的信息传递

医技之间具有建设性的信息传递并非仅仅告诉一个颜色那么简单，尤其是在比色较为困难，邻近的前牙颜色特殊时，就需要有更多的信息。Sorensen 和 Torres 创立了一种类似于美学处方的方法，不仅需要指出基本颜色，而且还要选择体瓷、切瓷以及所在部位制作，图表应显示比色特性的部位和图案，应包括切端半透明性图案、过度钙化区图案、花纹线和高彩度区域等。随着时间的推移，应利用已存的比色板画示意图，根据个体选择瓷粉的配比和内染色技术，而不应机械地运用比色板，因此详细清晰的示意图是至关重要。

总之，技师应得到清晰而准确的信息，才能使修复体达到美学要求。必要时技术人员可直接亲眼观察患者口腔的牙齿颜色。

五、修复材料

全瓷修复体因其没有金属底层，允许更多的光线进入修复体而使其更加美观，接近天然牙列，然而由于不同的全瓷材料系列其最终颜色和半透明性各不相同，更应仔细选择。Rosentied 等比较五种全瓷系统（Cerestore，Dicor，Hi-Ceram，Renaissance，Vitadur-N），在相同的比色条件下，五个系统存在着可以觉察的颜色差异，粘结剂的颜色影响 Dicor 和 Vitadur-N 的最终颜色，而对其他瓷不影响。

Lund 等对不同的烤瓷修复材料的透明性进行排序，从低到高依次是金瓷、In-Ceram Alumina、In-Ceram Spinell、IPS-Empress Colored、IPS-Empres Translucent、Dicor。前五种由于有遮色成分，因此需一定的饰面瓷以增加半透明性，而最后一种就不需要。Douglas 等在对不同的全瓷系统（Empress，Inceram Alumina，Inceram Spinell）和两种金瓷系统（Nintage，VMK 95）进行比较后，认为半透明的全瓷修复体的颜色要优于金瓷修复体，增加全瓷修复体厚度，从 1.0mm 增至 2.0mm 并不改变其颜色，而金瓷修复体则不然。

金属烤瓷修复体由于其特殊的遮色层遮住金属底层的颜色，而需要一定体瓷的厚度才能达到半透明即天然牙列的效果。即使如此，在某些光线下仍然显示出遮色层的死色。O'Brien 等对 4 个牌子的遮色层和体瓷的颜色进行分析，发现均存在临床上可观察到的颜色差异，这就需要一定的体瓷厚度来显示患者需要的颜色。

Chicke 和 Pinault Lt 认为：①遮色层/体瓷厚度对颜色有显著影响，而且体瓷厚度的增加能产生良好的效果。②体瓷厚度从 0.5mm 增至 1.0mm 产生颜色变化比从 1.0mm 增至 1.5mm 更为明显。③不同的比色对达到理想颜色所需要的遮色层和体瓷有所不同。有些学者还通过不同的遮色层和体瓷层的混合来弥补比色板覆盖颜色范围的不足。

烤瓷贴面是作为遮盖变色牙齿，改善牙齿颜色，增进牙齿美观的一种常规修复方法，具有挑战性。但局限于釉质内的牙体制备，使得贴面厚度薄而难以达到令人满意的美学效果。用于取得令人满意颜色的技术包括：改变贴面自身的遮色度，使用具有遮色能力的粘结材料，调整贴面的厚度等。在体外试验研究中，运用 Vita C_4 作为底质颜色，然后运用不同比例的 A_1 的牙本质瓷和不透明瓷进行比较，通过目测和仪器测量进行评估。目测结果显示，尽管所有实验组的贴面均显示了遮色能力，贴面中改变透明瓷对初始颜色没有影响。根据仪器测量的结果，最终颜色既不是陶瓷颜色也不是底质颜色，各组贴面均有遮色效果，陶瓷对陶瓷-底质体系颜色的影响，起码达到了底质对颜色的影响。

Kubelka-Munk 反射理论能够准确地预测贴面瓷粘结在不同颜色的底质后的颜色参数，并由此准确地预测达到理想颜色所需要的陶瓷。Yamada 利用补色理论对四环素牙的瓷贴面进行选色和制作，在四环素牙较为严重的情况，应避免用"明亮的白色遮色层"，以免造成极大的反差。Yaman 等利用加入不同量的瓷粉来改变遮色层的遮色效果，显示不同遮色材料所占的比例对最终颜色有影响，而且随着遮色剂比例的增加，贴面的颜色向黄色方向改变。

含有氧化铝核的瓷贴面具有良好的遮色效果，而且其核遮色能力因四环素染色加重而遮色能力增加，在 0.2mm 的氧化铝核上堆加 0.4mm 不同颜色的饰面瓷后，其最后颜色与饰面瓷颜色密切相关。进一步研究显示，这种瓷贴面在加速老化实验中，其颜色具有良好的稳定性。

为了能更好地预知烤瓷贴面粘结后的颜色，有几个系统开发了能够模拟粘结树脂的试色糊剂(try-in pastes)。然而，粘结树脂和试色糊剂之间存在着颜色差异，并且，当瓷贴面超过 1mm 厚后，粘结树脂和试色糊剂均没有意义。粘结树脂的颜色稳定性也是人们关心的问题，有研究显示在加速老化过程中，光固化和化学光固化双重固化树脂粘结剂均不发生颜色变化。

六、固定修复体的制作

不同瓷粉的批号和品牌之间存在颜色差异，这种差异在技工台上是显而易见的，而在患者口内就不易察觉。

体瓷的厚度对修复体的颜色有很大的影响，这种影响当遮色层和牙本质瓷粉颜色不一致时，就显得尤为突出，应使瓷层达到需要的厚度以确保颜色与比色的颜色一致。

烤瓷材料的反复烧结是早期研究较为集中的问题之一，这些研究的视觉评估显示在烧结 6 次时没有颜色变化，以后变化也很轻微，不同的烧结温度也不产生明显的颜色变化。但在临床上观察到反复多次烧结颜色有一定的改变。最近的研究显示，利用测色技术对反复烧结的金属烤瓷样本进行反复烧结 6 次后测量其平均颜色变化小于 1 个单位，但临床发现金瓷修复体反复烧结，修复体颜色有明显改变。而瓷粉成分的改变则会造成更加严重的结果。

表面处理包括表面抛光、自身上釉和外染色。所有这些程序都会影响进入修复体的光线，过度地运用表面处理方法会减少半透明性和增加光反射。

烧结外染色剂后产生的颜色变化和其颜料在未烧结的状态密切相关，黄色和橙色染料稳定性差。对光固化烤瓷着色系统的评估表明，其与烧结的金属烤瓷着色剂之间无临床颜色差异，表面着色剂易溶于磷酸氟化物凝胶。

利用对烤瓷修复体表面着色需要有一些混色的理论知识，补色是颜色圆盘中对侧的颜色，混入补色后会产生灰或黑，而混入邻接颜色会加深或使颜色表面发亮。在利用外染色未改变修复体颜色时，就需要运用这些原理。仅有两种色相转换存在，当主色调是黄色，加入红色后变为黄-红，加入黄色后又从黄-红变为黄色。为增加彩度，可通过增加主色相；而减少彩度，可通过加入主色相的补色(这同时也减少明度)，故减少明度也通过加入补色(同时减少彩度)。这不可用以增加明度，因为会造成透明性降低。紫色的加入可以用来增加透明性。

(章非敏)

参 考 文 献

1 张志君．电脑比色技术．见：张志君主编．口腔器械学．成都：四川大学出版社，2000

2 姚江武．现代口腔彩色学．厦门：厦门大学出版社，2000

3 朱津蓉，赵云凤，朱 红．410 颗上颌活体前牙的颜色测量及分析．中华口腔医学杂志，1998，29(4)：383

4 王华蓉，赵云凤．烤瓷修复颜色初步分析．华西口腔医学杂志，2000，16(增刊)：222

5 汤顺青．色度学．北京：北京理工大学出版社，1990，10：41

6 Chamberlin GJ, Chamberlin DG. Color: Its measurement, computation and application. London: Heyden & Son Ltd, 1980

7 Preston JD, Bergen SF. Color science and dental art. St. Louis: CV Mosby Co. 1980

8 Judd DB, Wyszecki G. Color in business, science and industry. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons, 1975

9 Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I: The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973, 29(4): 416－424

10 Wyszecki G, Stiles WS. Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae. New York: John Wiley & Sons, 1982

11 Hunter RS, Harold RW. The measurement of appearance. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 1987

12 Billmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 1981

13 Priest G, Priest J. Promoting esthetic procedures in

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

the prosthodontic practice. J Prosthodont, 2004, 13 (2):71—72

14 Patzer GL. Understanding the causal relationship between physical attractiveness and self-esteem. J Esthet Dent, 1996, 8(3):144—147

15 Elias AC, Sheiham A. The relationship between satisfaction with mouth and number, position and condition of teeth: studies in Brazilian adults. J Oral Rehabil, 1999, 26(1):53—71

第19章 Chapter

固定修复常用材料

信息、能源、材料被誉为当代科学的三大支柱，人类社会的发展常以材料的发展和进步为标准。我国的发展从古至今，由石器时代、铜器时代、生铁时代，到20世纪80年代、90年代新材料的研制开发取得长足进步，如金属铝的开发，多种合成树脂和塑料的发展，推动了人类文明的进程，为人类社会的发展创造了物质条件。21世纪陶瓷的发展和应用，已成为人类生活和现代化建设中不可缺少的材料之一。陶瓷的概念已远远超出古老的传统陶瓷的范畴，具有高强耐温、耐腐特性，以及各种敏感特性的陶瓷材料，由于其制作工艺过程和传统陶瓷不同，更重要的是由于其化学组成、显微结构及特性不同于传统陶瓷，故人们称其为新型陶瓷。

随着社会的进步，近代科学技术的飞速发展，特别是分子生物学的发展，各学科的相互交叉、渗透，人们对材料与机体组织的相互作用，对材料的生物相容性、生物安全性有了更加深刻的了解和认识。

新材料的研制开发成功，促进了口腔固定修复学的发展。固定修复体因其固定于口腔牙列内，小巧、舒适，形态、色泽几乎与天然牙相似，恢复的咀嚼功能、发音、语言等功能接近天然牙，又不需要患者反复摘戴，使用方便，患者戴固定修复体后很快即能适应，故固定修复体非常受广大患者喜爱，是多数患者首选的修复体。固定修复学的发展与口腔材料学的发展紧密相关。口腔固定修复体是由各种材料制作而成的，口腔新材料的研制开发促进了固定修复的发展。

口腔固定修复常用材料主要有印模和模型材料、金属材料、包埋材料、陶瓷材料等。

第一节　固定修复材料应具备的性能

口腔固定修复材料要应用于制作固定修复体，要求材料应具备适应口腔生理功能、生态环境的物理、力学、化学、生理学的各种性能，还应具有良好的操作性能，在修复体的制作过程和修复体完成后仍能具有符合口腔条件要求的性能。对口腔固定修复材料的性能、组成及其操作技术，口腔医师和技术人员均应从理论上和操作技术上熟练的掌握，而且在实践中还应认真思考总结，提高临床操作技能并为材料的改进提出合理化的建议。

一、力学性能

力学性能又称机械性能，主要指材料受外力时，反映出的各种性能，特别是口腔修复体在口内咀嚼时受的殆力发生的形变。形变是分子之间距离发生改变的现象。分析牙齿和修复体的咀嚼压力，以及受载后应力的分布，对临床修复设计有重要的意义。

（一）应力与应变

1. 应力（stress）　当材料受到外力作用时，从材料内部诱发一种力量与之抗衡，此种力量称为应力，即单位面积所受的内力。应力分为以下三种：

（1）拉应力（即张应力）：当外力拉伸材料时，材料内部诱发与之抗衡的力。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2)压应力(压缩应力):当外力压缩材料时,材料内部诱发抗衡的力量。

(3)切应力(剪切应力):当外力相对切锉作用于材料时,材料内诱发抗衡的力量。

在口腔实际情况中,拉、压、切三种应力是作为复合应力同时存在的。如双端固定桥在承受𬌗力时,易产生上述三种应力。

2. 应变(strain) 应变是材料在外力作用下形状变化的量。

(二)弹性形变、塑性形变

1. 弹性形变 当材料受到外力作用时,如拉伸材料,材料产生应力比较小,材料产生与原来外形不相同的现象,当外力去除,材料又恢复原形。这种外形暂时改变,称为弹性形变。

2. 塑性形变 当外力作用于材料上达到一定限度,在外力去除后,材料无法恢复原形,发生永久变形,这种外形的永久性改变称为塑性形变。

(三)弹性极限

材料受外力作用,开始发生永久变形时,叫弹性极限。

(四)弹性模量

材料受外力作用时,应力应变保持比例在比例极限内,应力与应变的比值,称为弹性模量。弹性模量表示材料抵抗弹性变形的能力,与材料的刚性有关。弹性模量与材料的组成有关,弹性模量越大,材料刚性越大。

(五)拉伸强度、压缩强度

当材料受外力继续加大,材料出现断裂过程中产生的最大应力值,称为极限强度。拉应力作用的极限强度为拉伸强度;压应力作用的极限强度为压缩强度;切应力作用的极限强度为剪切强度;弯曲应力作用的极限强度为弯曲强度。

(六)断裂强度

材料发生断裂时的应力称为断裂强度。

(七)冲击强度

测定材料在一定条件下承受冲击载荷的能力,称冲击强度,用于考查材料的脆性和韧性。以试件受冲击而破坏时单位面积破断所吸收的能量($kJ \cdot m^{-2}$)来表示。

(八)硬度

硬度是固体材料抵抗弹性变形、塑性变形或破坏的能力,或抵抗其中两种或三种情况同时发生时的能力。表征材料表面局部区域抵抗压缩变形和断裂的能力。

静载荷试验测硬度如布氏硬度(BHN、HB)、洛氏硬度(RHN、HR)、维氏硬度(VHN、HV)又称显微硬度,以及努普硬度(KHN、HK);动载荷试验测硬度有肖氏硬度(SHN、HS)。

(九)挠曲强度和挠度

任何修复体在口腔咀嚼时,所承受的力,不只是单纯的拉力或压力,而是多点受力,故咀嚼是个复杂的力学过程。挠曲强度即弯曲强度是描写材料在承受复杂应力下的性能。挠度是物体承受其比例极限内的应力所发生的弯曲形变,挠度与弯曲强度均是衡量材料弯曲韧性的指标。

(十)天然牙的力学性能

人牙体组织与固定修复常用金属材料的力学性能见表 19-1。

表 19-1 人牙体组织与固定修复常用金属材料力学性能

材 料	弹性模量(GPa)	拉伸强度(MPa)	压缩强度(MPa)	剪切强度(MPa)	硬 度(MPa)
牙釉质	46～130	10～40.3	261～400	90～90.2	4 330～4 310HK
牙本质	12～186	48～105.5	232～305	102～138	680HK
钴铬合金	125～218	>630(硬质)	/	/	3 290～4 240HK
镍铬合金	145～203	525	/	/	1 530～3 280HK
金合金	72.2～108	414～828	/	/	690～2 260HK
银汞合金	27.6～60.1	27.3～69	201～483	188	1 100HK

注:HK 努普硬度(knoop hardness)

从表 19-1 可以看出牙釉质硬度是牙本质的 6 倍多,牙釉质可承受较大的压应力,而只能承受很小的拉应力。三种固定修复合金的硬度均小于牙釉质,而三种合金在口腔固定修复中的应用效果

均好，可以承受口腔咀嚼压力，说明其硬度小于牙釉质的合金修复后，不会使天然牙殆面变得易磨损。

二、理化性能

（一）物理性能

1. *尺寸改变* 修复材料及辅助材料在修复体制作过程或是在口腔环境中由于物理及化学因素，可能产生程度不同的形变，称为尺寸变化或尺寸改变。例如印模和模型材料在凝固后均存在不同的尺寸改变，即材料的体积收缩及膨胀，均会影响修复体制成后的精度，故要求修复材料性能稳定，减少尺寸改变。尺寸变化常以线收缩或线膨胀百分率来表示。

2. *热传导* 不同材料具有不同的热传导，如金属的热传导率高于塑料或陶瓷。热传导即导热率。导热是以热量进行能量传递来表示。导热率是度量材料导热的性能的指标，又称导热系数。

在固定修复中应选用热导率低的材料，以隔绝温度对牙髓的刺激。

3. *热膨胀系数* 热膨胀系数是表示物体长度随温度变化的物理量，又称为线膨胀系数。口腔材料的热膨胀系数对临床修复有较大影响。如模型材料、铸造合金及包埋材料的热膨胀系数直接影响铸造修复体的适合性和精度。天然牙及固定修复材料线膨胀系数见表 19-2。修复材料的膨胀系数应与天然牙热膨胀系数接近。

表 19-2 人天然牙及固定修复材料热膨胀系数

材　料	热膨胀系数（$\times 10^{-6} \cdot k^{-1}$）
牙冠	11.4
牙根	8.3
牙釉质	11.4
牙本质	8.3
金合金	12～15.5
陶瓷	4～14
钛合金	12.4
镍铬合金	14.1～15.9
钛	11.9
嵌体蜡	260～1 000
硅橡胶印模材料	109～210
丙烯酸树脂	70～100

4. *流电性* 在口腔生态环境中当异种金属修复体相接触时，由于不同金属之间的电位不同，出现电位差，导致微电流产生，即称为流电性。产生流电性时，患者感到极不舒服。同时流电现象还可使金属修复体被锈蚀，即电化学腐蚀。故在做固定修复时应注意检查患者口中有无金属修复体，应尽量采用同一种金属修复，防止流电现象产生。

5. *表面张力* 液体的表面张力，是指以空气与该液体为界面（液-气）的表面张力；固体的表面张力，是指空气与该固体为界面（固-气）的表面张力。液体在固体表面扩张的趋势称为液体对固体的润湿性，由液体在固体表面的接触角（θ）的大小表示。

（二）化学性能

理想的固定修复材料在口腔生态环境中应不溶解、不腐蚀，而且材料的重要成分不应该在唾液中溶出。应选用化学稳定性好的修复材料。

1. *腐蚀和变色* 修复材料由于周围环境和化学侵蚀造成破坏变质称为腐蚀。金属及合金的腐蚀主要是由化学或电化学作用引起的破坏。腐蚀开始发生的阶段，称为变色，如修复体表面变色或失去光泽，不仅影响美观，而且破坏修复体。缩短其使用时间。

2. *扩散和吸附* 扩散是物体中原子和分子向周围移动的现象。固体或液体表面的离子、原子或分子与接触相中的离子、原子或分子之间，借助静电力或分子间的范德华力产生吸着现象，称为吸附。

口腔修复材料在口腔中会吸附唾液或其他生理性液体，同时还有部分材料被溶解。过量的吸水和溶解都会使其性能降低，而失去功能。

3. *老化* 老化是指材料在加工、储存和使用过程中其物理、化学性质，力学性能变差的现象。老化对高分子材料影响大，如聚丙烯酸酯类易出现降解或基团的改变，降低或失去原有的性能。

作为固定修复材料的理化性能，要求应与口腔牙齿性能相匹配、性能稳定，在口腔生态环境中不变形、不腐蚀、不变色、无流电现象。

三、生物学性能

口腔固定修复材料是用于人体的生物材料，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

必须具有良好的生物学性能，应达到临床应用安全有效的技术指标。由于口腔新材料不断研制开发，材料的生物性能受到国内、外专家的重视。材料的生物学性能主要指材料的生物安全性及生物相容性。

(一)生物安全性

生物安全性是指材料应用于临床前应经过检测可以安全使用。固定修复材料应用于制作修复体时，与人类口腔组织接触，要求修复材料应无毒性、无刺激性、无致癌性、无致畸性。在体内正常代谢作用下，保持稳定状态、无生物退变性、材料的代谢及降解产物应对人体无毒、无害。应用于人体的固定修复材料，在进行临床应用之前，必须进行生物安全性检测。

口腔材料有些是用于修复牙体、牙列缺损的，有些是植入体内的，因其用途不同，与口腔组织的接触性质和接触时间的不同，生物性能的检测内容和要求不同。

固定修复材料主要用于制作口腔嵌体、冠及固定桥修复体，材料不植入人体内，根据生物医学材料检测规定应做全身毒性试验(经口腔途径)、细胞毒性试验、过敏试验，以及口腔黏膜刺激试验。试验结果应由国家监检中心提供，达到国家规定后才可应用于临床制作固定修复体。

(二)生物相容性

生物相容性是指材料在宿主的特定环境和部位，与宿主直接或间接接触时产生相互反应的能力，是材料在生物体内处于静态、动态的变化过程中，能耐受宿主各系统作用而保持相对稳定，不被排斥、破坏的生物学性能。其表征是指材料与宿主直接或间接接触时涉及组织接受、空间结合、应力传递与分布，生物电作用，以及其他各种生物学行为。

生物相容性的范围主要涉及材料与宿主产生的物理化学、生物力学，以及生物电学的反应系统生物医学范围。

第二节　固定修复材料的发展

应当看到医学不是孤立的，口腔医学包括口腔修复学的发展都不能离开整个医学以及其他相关学科的发展。例如材料学、电子科学、机械学、信息学等等。21 世纪医学的发展是高科技向医学的渗透，将使医学的理论和技术发生质的变化。21 世纪将充分应用基础医学和高科技的研究成果，将创造出大量的新理论、新材料、新的诊断和治疗方法，以及新技术。口腔固定修复学也在此基础上得到迅速发展，特别是口腔固定修复新材料的开发和应用更能促使固定修复学的快速发展。

口腔修复材料必须具备与修复体和修复过程相适应的物理、化学和生物学性能，要求应有适当的强度和硬度，既能承担咀嚼压力又便于操作，对口腔软硬组织包括牙髓等组织无刺激。

1868 年硫化橡胶代替象牙作基托开始，标志着口腔修复材料进入了一个新的历史阶段。1940 年，由聚甲基丙烯酸甲酯代替硫化橡胶制作义齿，为口腔修复的发展创造了良好的条件。随着社会的发展，口腔修复新材料不断研制开发，特别是复合树脂、室温固化塑料、铸造合金、新型陶瓷材料等的开发应用，为口腔固定修复的发展提供了物质基础。21 世纪陶瓷材料、钛及钛合金、粘结材料将成为主要的固定修复材料。

一、陶瓷材料

陶瓷(ceramics)泛指无机非金属材料，经过高温处理后形成多晶聚集体。将黏土一类的物料，经过高温处理变成坚硬可用的器皿，即陶瓷术。

(一)陶瓷发展的三个阶段

1. 传统陶瓷　早在约4 000年前，在我国商代出现了原始瓷器，在此以前为陶瓷时代，当时陶瓷是用泥土作原料，经烧结后成为透气的有一定强度的制品。从陶器时代发展到瓷器时代，这是由于制作瓷器的原料由泥土改为含铝成分较高的瓷土或高岭土，高温烧瓷技术的发展，以及釉的发明，提高了瓷制品的致密度、强度和半透明度，这是第一阶段。这阶段陶瓷制品可用作日用品、建筑、卫生、化工等，如“秦砖汉瓦”、“秦兵陶俑”，唐代的“唐三彩”等均称为传统陶瓷。

2. 先进陶瓷　先进陶瓷是陶瓷发展的第二

个阶段。进入 20 世纪，随着科学技术的发展，出现了一系列不同于硅酸盐化合物的陶瓷材料，例如氧化物、碳化物、氮化物、硼化物、硅化物、硫化物等无机非金属材料制成的陶瓷材料。先进陶瓷的化学组成、显微结构以及其性能，使用效能各方面均与传统陶瓷不同。

促使传统陶瓷向先进陶瓷发展的主要原因有以下几点。

（1）原料改进：高纯、超细的人工合成化合物代替了天然矿物原料。

（2）工艺技术的进步：粉料的制备工艺、成型工艺、烧成工艺及加工、技术的创新，为陶瓷制作质量的提高创造条件。

（3）显微结构分析技术的进步：使研究材料的学者们，能更精细地了解陶瓷材料的组成、显微结构与性能之间的内在规律，从而逐步按使用要求进行剪裁及设计。

（4）对陶瓷材料性能的研究：开拓了陶瓷材料的应用范围。

（5）无损评价技术的发展：可对陶瓷制品进行寿命的预测，从而提高了陶瓷使用的可靠性。

（6）相邻有关学科的发展对陶瓷的研究起了推动作用。

先进陶瓷从原料、显微结构中体现的晶粒、晶界、气孔、缺陷等在尺度上大都处于微米级水平，因此又称为微米先进陶瓷。

3. 纳米陶瓷　陶瓷发展的第三个阶段是从 20 世纪 90 年代开始，由先进陶瓷向纳米陶瓷发展。纳米陶瓷是指使用的原料是纳米级的粒度，其显微结构中体现的晶粒、晶界、气孔、缺陷等均处于纳米级的尺度水平。

陶瓷是一种脆性物质，在外加载荷作用下，内部裂纹扩展，没有吸收能量的机制，最终导致灾难性破坏。经相变增韧和多相复合途径，使陶瓷断裂韧性有所提高，但仍未解决其脆性的本质问题。随着纳米陶瓷的研究发展，在纳米陶瓷中存在有超塑性(superplasticity)。陶瓷超塑性是指陶瓷承受极大形变而不被破坏的能力。陶瓷在温度>1 000℃时才具有超塑性。晶格的扩散攀移是材料超塑性形变的主要机制。实验证实陶瓷超塑性与晶界有关，而不是晶格扩散攀移。学者们认为假如超塑性在纳米陶瓷中普遍存在，则纳米陶瓷可有希望解决陶瓷的脆性问题。

陶瓷的种类较多，除传统陶瓷、先进陶瓷外，还有结构陶瓷、功能陶瓷、生物陶瓷三大类。

今后陶瓷的发展趋势如下。

（1）多相复合陶瓷：包含纤维（或晶须）补强陶瓷基复合陶瓷，两相颗粒弥散多相复合陶瓷，主晶相多相复合陶瓷等。

（2）纳米陶瓷：从微米陶瓷到纳米陶瓷的发展，标志着陶瓷工艺技术、陶瓷制备科学，以及周边科学技术的进步。纳米陶瓷的超塑性、低温快速烧成行为、异常重结晶等现象，将给陶瓷的理论、工艺带来很大变革，新的陶瓷性能将不断出现，新的应用将不断开拓。

（3）陶瓷材料的设计：将通过各种技术途径对材料原有性能进行调整，根据使用要求对陶瓷组成、显微结构进行设计。使陶瓷材料更具实用性。

（二）牙科陶瓷的发展

1. 第一个阶段　口腔修复材料的发展其目的是为了制作修复体。新的口腔修复材料经制作修复体和修复体应用中出现的问题而不断创新，不断研制和开发。

早在 1862 年 Wood 曾开始制作瓷嵌体。到 1889 年 Land 采用高温熔瓷制作嵌体。1902 年 Land 介绍了全瓷冠(complete porcelain veneer crown)的制作。此后，逐渐发展到可制作单端瓷固定桥，但因陶瓷具有脆性，修复体易折断。

由于陶瓷有脆性，学者们设计出在瓷的内层用金属来支持，因此，开始出现金属熔附烤瓷冠(porcelain fused to metal crown)。金属冠最初是用铂金箔作为瓷底层，以后改用金合金上塑瓷。金合金铸造性能好，容易加工铸造修复体，而且其延展性好，完成的修复体精度高，且容易焊接，是理想的金瓷修复合金。

金瓷修复体最早于 1950 年左右在美国大量开展了金瓷冠的临床应用，以后在前西德、英国相继开展了金瓷冠的临床应用。日本于 1970 年制作出了第一批金属烤瓷冠。

金瓷冠修复体具有陶瓷的色泽，与人牙釉质色协调一致，并具有金属的强度，可以承受磨牙的咀嚼压力。金瓷冠修复体既美观又坚固耐用，是理想的固定修复体，所以很快在各国口腔修复临床上推广应用。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

但由于金合金为贵金属，金瓷修复体价格昂贵限制了其的推广应用。1970 年以后研发出了非贵金属烤瓷合金，这种合金就是现仍用于临床的镍铬合金。

用于金瓷修复体的瓷，最早用的是高熔瓷，以后改为低熔瓷。其成分主要为长石质陶瓷。

高熔瓷：熔点为 1 288～1 371℃（2 350°F～2 500°F）

中熔瓷：熔点为 1 093～1 260℃（2 000°F～2 300°F）

低熔瓷：熔点为 871～1 066℃（1 600°F～1 950°F）

现在，国内、外的口腔修复临床上采用的都是低熔瓷。

随着社会的进步，科学技术的发展，现在的金瓷修复体的陶瓷及合金开发出多种多样的新型产品供临床医师、患者们选用。

2. 第二个阶段

（1）铝瓷（aluminou-porcelain）：1965 年 Mclean 报道在长石质瓷中加入氧化铝（Al_2O_3）以提高长石瓷的强度。当 Al_2O_3 的含量达 50%时，陶瓷断裂韧性（fracture toughness）提高，但氧化铝晶体含量增加，玻璃陶瓷中出现了第二相，其透明度降低，因而影响瓷冠的外形美观。铝瓷被认为可作金瓷冠的底层，取代金瓷冠的金属底层。

1987 年 Claus 在此基础上发展了 Hi-Ceram 陶瓷。这种陶瓷可在耐火代型上烧结成底瓷冠，由于 Al_2O_3 含量高，其断裂韧性明显提高。Hi-Ceram 因 Al_2O_3 加入量多，陶瓷中出现孔隙，透明度下降。In-Ceram 陶瓷中 Al_2O_3 含量进一步增加达到 99%以上，将这种材料制成糊剂堆塑在耐高温代型上，经烧结，然后再浸入熔融的铝、硅、镧玻璃中，通过毛细管作用，玻璃充满铝瓷的孔隙中，其强度较铝瓷提高 3 倍，且透明度好、色泽好，可以制作嵌体、贴面等修复体。In-Ceram 陶瓷又称渗透陶瓷。

1992 年 Soreson 观察了 34 例 In-Ceram 全瓷桥，戴用 3 个月到 5 年的成功率为 100%。

（2）氧化镁：以 MgO 晶体为增强剂，但氧化镁有较大的膨胀率，当其与陶瓷混合制成底层，然后在其上再塑体瓷，冷却时，晶体重新排列，弯曲强度可提高 50%。

以上材料可作为瓷底层，其上再塑体瓷、釉质瓷制成全瓷修复体。

（3）铸造陶瓷：1923 年 Wain 提出牙科铸造陶瓷，采用失蜡法（lost wax technique）完成铸造。1968 年 Macculloch 发现铝硅玻璃陶瓷是半透明的，其强度超过瓷（porcelain），建议用这种陶瓷制作固定修复体。并可用离心机进行铸造全冠、嵌体。

①Dicor 陶瓷：1984 年 Corning 玻璃公司和 Dentsply 牙科公司推出 Dicor 铸造陶瓷（castable ceramic）及全套设备和包埋料，以及铸造包埋技术等，购买全套设备即可进行临床应用。陶瓷材料的压缩强度为 828MPa，主要成分为云母陶瓷。

国内四军医大、天津医学院等先后购进 Dicor 设备并应用于临床。

②Plat 陶瓷、Liko 陶瓷：Plat 铸造陶瓷是磷灰石陶瓷，压缩强度为 750MPa，采用国产高频铸造机自制包埋料，开展铸造陶瓷修复制作。Liko 陶瓷的压缩强度 645MPa，可应用于临床制作全瓷修复体。上述陶瓷铸造成修复体后，还需晶化热处理。

铸造陶瓷可直接制作全瓷冠、瓷嵌体及前牙瓷固定桥。

③IPS-Empress 铸造陶瓷：这种陶瓷也是采用铸造法完成修复体制作，不须再做热处理。但设备及陶瓷、包埋料均需从国外进口，价格昂贵。这种陶瓷强度好，可制作冠、嵌体。

近几年开发出 IPS-Empress Ⅱ，强度高可作固定桥及桩核。

（4）切削陶瓷：随着牙科 CAD/CAM 技术的发展与应用，CAD/CAM 系统加工的陶瓷材料应运而生。

①Vita Mark Ⅱ 切削陶瓷：主要为长石瓷，将陶瓷按牙齿的大小形态制成长宽厚一定的块状及各种颜色。有一定强度，切削性好。可制作嵌体、贴面及全冠。

②Dicor MGC 陶瓷：在 Dicor 陶瓷中加入 MgF_2、Al_2O_3。

③In-Ceram Al_2O_3 瓷块：德国 Vita 公司出品，其强度高，可作瓷冠底层。

④MC 切削陶瓷：是由国内研制开发出的氧化铝瓷块，配套玻璃料和浸透技术，以及 CAD/

CAM 修复体加工技术。陶瓷复合体弯曲强度为 447MPa，断裂韧性为 4.78MPa・$m^{1/2}$。

⑤氧化锆陶瓷：由德国德固萨公司推出，氧化锆陶瓷强度更高，可制作全瓷后牙固定桥。

二、钛及钛合金

1978 年日本采用钛铸造全冠及固定桥，20 世纪 80 年代日本、法国、美国、韩国开展钛及钛合金在口腔修复的应用研究。

钛及钛合金的优点：我国钛资源丰富；比重小，为 4.51g/cm^3，是 Ni-Cr 合金的 1/2，金合金的 1/4；热的传导性低，打磨不产热；钛为非磁性合金，磁化率低，对周围组织无损害。现在正在得到更加广泛应用。

三、粘结材料

粘结材料的发展非常迅速，现已从无机发展到有机，从化学固化发展到可见光固化及光化学双重固化。粘结材料的理化性、生物安全性、操作性能等更适宜于口腔环境的各种条件。

由于酸蚀刻技术、表面处理技术以及表面处理材料的发展，使粘结材料能够更广泛地应用于口腔修复临床工作。为疑难病案的修复和新修复材料的应用创造了条件，如陶瓷材料应用树脂粘结剂，可获得良好的修复效果。

当前，国内、外的粘结材料种类繁多，可粘结牙釉质、牙本质、陶瓷、金属等等。目前以树脂类材料粘结强度最高，这当然还需要根据材料的不同对粘结界面进行相应处理。

第三节 印模与模型材料

一、印模材料

印模是物体的阴模，口腔印模是口腔及颌面部软硬组织的阴模，制取印模所用的材料称为印模材料。在临床上制作固定修复时，必须有精确的印模，才能获得精确的模型，从而制作出精度高，质量优的修复体。要达到上述要求，就需要医师具有熟练的操作技术，对口腔解剖知识的全面掌握，以及对口腔印模材料的种类、组成、性能、适用范围、操作要求的了解及掌握。取口腔印模是固定修复制作时的第一道工序，其质量的优劣直接关系到修复的成败。同时还应结合临床需要选择最适宜的印模材料。

(一)对印模材料的要求

1. *生物安全性* 印模材料在取印模时直接与人体口腔黏膜组织接触。印模材料应对全身和口腔组织无毒，对口腔黏膜组织无刺激性，无致敏性。

2. *稳定性* 印模材料制取的印模能准确地反映口腔颌面、牙列、牙槽骨的解剖形态。要使印模精度高，材料必须具有良好的稳定性，从取印模到灌制模型，印模的形态及体积应保持稳定。

3. *流动性* 印模材料应具有良好的流动性。流动性是指材料在定型之前，黏度的大小。印模材料在轻微压力下，不使软组织变形，又能流至口腔各细微部分，取得清晰、准确的印模，能准确地反映口腔组织的情况。

4. *弹性* 取印模的材料应具备一定的可塑性，或一定的回弹性，因口腔组织有倒凹区，如口腔中牙齿的颈部是倒凹区，印模材料的弹性好，印模从口内取出后，可看见清晰的牙冠的解剖形态，使印模准确地反映口腔组织的细微结构状态。

5. *强度* 印模材料应有足够的强度，以免印模从口腔取出和灌注模型过程中，产生材料的撕裂和变形。

6. *凝固时间* 从开始调拌到凝固，以 3～5min 为宜。若凝固太快，来不及印模制取操作，凝固过慢，印模在口中滞留过长给患者造成不适感。

7. *容易脱模* 印模材料不与模型材料发生化学变化，不粘结模型，模型材料凝固后，印模材料容易与模型材料分离，并保证模型表面的光洁和解剖形态的完整清晰。

8. *其他* 价格低廉，操作简便。

(二)印模材料

印模材料种类很多，当前固定修复临床上常用的印模材料主要有硅橡胶印模材料、藻酸盐类印模材料、琼脂印模材料。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. *硅橡胶印模材料* 硅橡胶印模材料种类较多,临床应用最多的是加成型硅橡胶印模材料。这种材料的主要成分是甲基乙烯基硅氧烷,是高分子人工合成橡胶。在口腔内使用安全,其优点如下。

(1)尺寸稳定:加成硅橡胶24h内的尺寸稳定,变化为0.1%,而且其稳定性不受填料量的影响。

(2)在口腔凝固快:凝固时间在口温中为3～6min。加成型硅橡胶是在二甲基硅橡胶分子链中引入少量甲基乙烯基链参与反应,侧链增加了双链,提高了硅橡胶的聚合活性,使凝固加快,反应完全。由于凝固快,取印模的操作时间短。

(3)印模精度高:加成型硅橡胶由于凝固反应是分子的加成反应,在固化过程中无低分子物质放出,反应后无水和醇等副产物,稳定性好,印模的精度高。

除上述优点外,加成型硅橡胶具有良好的弹性、韧性、强度、流动性、可塑性等优点。不与模型材料发生变化,容易脱模,是目前较为理想的印模材料。

2. *藻酸盐类印模材料* 这种印模材料是一种弹性不可逆水胶体印模材料。该材料的分散介质是水。藻酸盐印模材料具有良好的流动性、弹性、可塑性、准确性、尺寸稳定性,与模型材料不发生化学变化,价格低廉,使用方便。常用的有藻酸钠、藻酸钾、藻酸铵。分为粉剂和糊剂两种,粉剂与水调和使用,糊剂与胶结剂配合使用。

(1)主要组成

①藻酸盐:藻酸属海带科,是海藻胶质酸,藻酸盐是藻酸的盐类。临床常用的是藻酸钠和藻酸钾、磷酸三钠等,其作用是减缓藻酸盐与胶结剂硫酸钠的反应,还可加速藻酸盐溶解。

②填料:滑石粉、硅藻土、碳酸钙等。作用是增加印模强度。

③增稠剂:硼砂、硅酸盐等。作用是增加溶胶稠度,提高材料韧性。

④指示剂:作用在印模材料中指示反应过程。指示剂为酚酞(碱性),当pH为8.3～10时为红色,将酚酞加入10%的乙醇溶液中。

防腐剂:甲醛、麝香草酚、矫味剂(香精)等。还可加入稀释剂水等。

(2)凝固原因:藻酸钠印模材料糊剂与半水硫酸钙(石膏)混合后凝固,其凝固反应是置换与交联。

(3)性能:流动性、弹性好,印模清晰,并具有一定强度和尺寸稳定性,但失水产生收缩,再浸入水中,不能恢复。故印模须保存在保湿装置中。室温20～22℃时凝固时间为2～5min。

(4)使用方法:水粉比例按规定要求,有藻酸盐印模材料粉剂出售,调和30s,取模,印模取出后用水冲洗后,灌注模型。

3. *琼脂印模材料*

(1)主要组成:琼脂印模材料是弹性可逆的水胶体,主要成分是琼脂,是从海草中萃取的亲水性胶体,是半乳聚糖的硫酸脂类分子结构。其组成除琼脂外,加有硼酸盐作为填料,以增加凝固强度和溶胶黏度,但硼酸盐中的硼砂影响石膏凝固,当印模取好后应尽快灌注模型,若要保存应放入硫酸钾溶液中,再灌模。此外,还加入甘油作为增塑剂,麝香草酚作为消毒防腐剂。

(2)性能:琼脂在一般室温为凝胶状态,为半固体状态,此时的温度在36～40℃。在60～70℃时,凝胶转变为溶胶。这时具有良好的流动性,可取印模。因此取印模之前,需要将琼脂放在容器内加热,才能使其成为溶胶来取印模,在临床上操作不方便。而且其尺寸稳定性较差,取印模后,应立即灌模,否则易变形,影响印模精度。

综上所述,从临床固定修复体的质量和精度考虑,并结合临床操作性能,笔者建议选用硅橡胶印模材料取印模。

二、模型材料

模型是由印模翻制而成的,而印模是用弹性材料在颌面部或口腔内直接获得的阴模,将阴模用模型材料灌注成阳模,即为模型。模型是颌面部和口腔解剖形态的复制物。口腔内各种固定修复体均是在模型上制作完成的,故模型是制作固定修复体的基础。没有准确的模型,就不可能制作出精细的高质量的固定修复体。模型是制作口腔固定修复体的工作模型。

(一)模型材料应具备的条件

1. *具有良好的流动性和可塑性* 要获得精确的口腔工作模型,要求灌模材料应有很好的流动性,使模型材料可充满印模的细微部分,获得清

晰的模型。良好的可塑性，可使模型材料在印模中成型，固化后复制出口腔组织的解剖形态。

2. *精度高* 模型凝固后体积变化小，尺寸稳定，复制的口腔组织解剖形态清晰、完整、精确度高。

3. *硬度高* 要求模型材料能耐高温、高压不破碎，表面硬度好，能在制作修复体时不磨损、不碎裂。

4. *凝固时间适当* 模型材料灌制成模型后凝固变硬，应在灌模后30～60min凝固为宜。

5. *易于脱模* 模型材料不应与印模材料发生化学变化，造成两者粘连，不易脱出模型。要求模型从印模中容易脱出，而且保持模型表面清晰光滑。

6. *操作简便，价格低廉*

（二）模型材料

模型材料种类很多，以下主要介绍几种固定修复常用的模型材料，如熟石膏、人造石、超硬石膏、铸造蜡等。

1. *熟石膏* 口腔修复临床上常用的石膏是熟石膏。熟石膏的化学式为$CaSO_4 \cdot 1/2H_2O$，是由生石膏加热脱水而成。

（1）组成

①β半水石膏：含75%～85%，结晶疏松，晶体不规则，强度低。

②生石膏：未脱水的二水硫酸钙（含2分子结晶水）5%～8%。

③无水石膏：过度脱水的无水硫酸钙（不含结晶水）5%～8%。

④矿物质：碳酸盐、硫化物、二氧化硅，其他金属盐4%。

（2）性能

①凝固时间：熟石膏凝固较快，灌模时操作时间为4～6min，石膏初凝时间为5～15min。石膏与水调和有较好的流动性，上述凝固时间可满足临床灌模要求。

②调和比：即粉水比，根据反应理论计算，100g熟石膏需18.61g水（水比粉为0.186）。而实际操作时用水量多得多，100g熟石膏用45～60ml的水，水粉比为0.45～0.60。

③搅拌时间与速度：一般认为搅拌时间较速度重要。熟石膏与水接触，有晶体形成，形成的晶体、在搅拌时被搅碎，成为小的晶体，小晶体又成为结晶的核心。因此，搅拌时间越长，搅拌速度越快，则晶体数量越多，加速了凝固作用，但膨胀率越大，强度越低。

④加速剂与迟缓剂：使石膏凝固时间缩短，即加速凝固作用的为加速剂，如硫酸盐、氯化物（盐）、硝酸盐等。使石膏凝固时间延长的为缓凝剂或迟缓剂，如枸橼酸钾、硼砂、动物皮胶等。

⑤凝固膨胀：石膏在凝固过程中产生体积膨胀，这是由于石膏水化时产生二水石膏晶体的长大，以及水分蒸发后气孔的体积增大所致。石膏的线膨胀在适宜的条件下为0.15%～0.4%，不影响应用。

⑥石膏强度：其强度主要指压缩强度。石膏凝固24h后，其强度可达到最大强度。24h后干燥石膏强度为2 402N/cm²。

⑦反应热：熟石膏的凝固是放热反应，调和得越稠、厚度越大，产生温度越高。在大的石膏块中，内部温度可升至20～30℃。

（3）临床使用方法：首先将干净水放入橡皮碗中，逐渐放入石膏粉，水粉比例2∶1，待石膏粉浸入水中，表面没有过多的水为准。此时用调拌刀均匀搅拌，或用振荡器或手震动，搅匀成糊状后，再注入印模内，完成模型制作。模型在15min内产生初凝，1h基本凝固、24h完全凝固，其强度达到最高。初凝时，石膏逐渐变稠，失去光泽和可塑性，此时，可用刀切割，修整模型达到要求形状。

2. *人造石* 人造石又称硬质石膏。是由生石膏密闭式加热脱水制成，获得α-半水硫酸钙（普通模型石膏为β-半水硫酸钙），α-半水硫酸钙晶体呈棱柱状，排列较规则。

一般模型石膏（熟石膏）与水调和时，需要足够的水，使有孔的颗粒达到饱和，并润泽颗粒使之达到适合的稠度。人造石的颗粒无孔，用少量的水即可达到操作所需要的稠度。

人造石的混水率低，为0.25～0.35，需水量少，强度增加。凝固时间为10～15min，凝固膨胀率为0.1%～0.2%。弯曲强度15.3MPa，布氏硬度10～12。因其制作工艺复杂、价格较贵。主要用于制作固定修复体的模型。

3. *超硬石膏* 又称为超硬人造石，是一种改良的人造石，优于人造石。压缩强度可达50～

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

110MPa，流动性好，可制作出形态精细的模型。超硬石膏比人造石纯度高，晶体不变形，表面积小，混水率比人造石更低。硬度和强度比人造石大。

超硬石膏在使用时，应严格控制混水率。最好在真空搅拌器皿中搅拌，搅拌不应超过 50s。如果采用分层灌模（印模组织面灌超硬石膏，其他部分灌注熟石膏），需在超硬石膏未凝固前灌注熟石膏，以免两种模型材料分离。

此外超硬石膏粉容易吸潮，吸潮后强度及硬度降低，影响凝固时间。故超硬石膏必须储存在封闭良好的容器中。

超硬石膏加工制成条件复杂，产量低，价格贵，临床上仅用于制作固定修复体及精密铸件的工作模型。

超硬石膏、人造石、熟石膏三种模型材料的性能比较见表 19-3。

表 19-3　超硬石膏、人造石、熟石膏性能比较

材　料	弯曲强度（MPa）	压缩强度（MPa）	硬度（HB）	膨胀率（%）	混水率	密度
超硬石膏	/	50～110	17	0.085	0.22	大
人造石	15.3	21～35	10～12	0.1～0.2	0.25～0.35	大
熟石膏	6	12	6～8	1.15	0.4～0.5	小

4. 模型蜡　又称嵌体蜡或铸造蜡。在口腔固定修复中用蜡制作成修复体的模型，称为蜡型。蜡型完成后，经包埋材料包埋，去蜡后成为阴模，然后将熔化的合金或塑料填入，待热处理后成为修复体。因此蜡型制作的优劣直接关系到所制作的修复体的质量，必须严格要求。医师和制作修复体的技术员，必须对蜡的种类、性能、工艺特征等加以了解和掌握。蜡在固定修复中除作为修复体前身的蜡型外，也可用于在牙体制备后记录口腔𬌗关系，即蜡𬌗，以便使制作的修复体具有良好的𬌗面，提高修复体的质量。

（1）对模型蜡的要求

①加热后变软，可塑成均匀完整的形状，不产生片状或鳞状。

②在稍高于口腔温度时，具有良好的可塑性，可压入口腔窝洞中，并进入细微的点线角内。在口腔温度时变硬，可进行雕刻，从口腔制备牙体上取下不发生变形，在室温可进行雕塑。从模型制备体上取下时，不发生变形。

③铸圈焙烧后（约 500℃）能气化挥发，不留残渣。

（2）组成：主要为石蜡，还加有微晶石蜡、地蜡、棕榈蜡、蜂蜡等。调整棕榈蜡用量，可制成硬型、中硬型、软型嵌体蜡。典型的嵌体蜡的成分见表 19-4。

表 19-4　嵌体蜡的组成

材　料	含量（质量百分比）
石蜡	60
棕榈蜡	25
地蜡	10
蜂蜡	5

石蜡的流动性好，冷却凝固产生收缩，但收缩小。硬度低，质松脆，易断裂，雕刻性差。棕榈蜡呈黄绿色，强度高、脆性大。加入嵌体蜡中主要是提高强度。

蜂蜡是一种脂类化合物，呈白色或黄褐色。在室温具有韧性，在口腔温度时具有可塑性和黏性，可使嵌体蜡质软，易弯曲、有韧性，易雕塑，有光泽。

地蜡的熔点为 68～95℃，其晶体结构精细，韧性和柔性优于石蜡。可提高嵌体蜡的韧性及光泽性。

（3）性能

①流动性：在口腔内制作蜡型称为直接法，在口外模型上制作蜡型称间接法。前者的流动性为Ⅰ型，后者为Ⅱ型。即在 40℃以下时，Ⅰ型的流动性小于Ⅱ型，在 45℃时，两型的流动性相似。这可能是因直接法是用嵌体蜡在口内为修复体塑形时，流动性大，不易雕塑。同时口腔尚存在一定的温度。要求流动变形小于 1%。蜡型完成后不

变形。

②熔点及硬固温度：嵌体蜡熔点为 70℃左右，硬固温度为 42℃。

③热膨胀：Ⅰ型直接法嵌体蜡是在口腔内操作，其热膨胀要求严格，其膨胀率在 25～30℃，最大为 0.20%，在 25～37℃的最大膨胀率为 0.60%。对Ⅱ型口外操作嵌体蜡，其热膨胀率实际意义小，未作规定。

④灰分：ADA 第 4 号规定嵌体蜡的灰分最大不超过 0.10%。因嵌体蜡经焙烧气化后在铸模腔内不能留剩余残物，以免影响铸件的完整性。

（4）使用：临床上用嵌体蜡制作固定修复体蜡型时，只能在火焰上将蜡均匀加热软化，使之成为均匀一致的可塑体。切忌放在热水中软化，这样会使蜡内的可溶物质溶于水中，影响蜡的性能。且水也能渗入蜡内，使蜡在雕刻时产生片落现象。理想的嵌体蜡软化法是将蜡放置在恒温的烤箱中，使蜡在恒温下软化备用。

5. EVA 塑料蜡　EVA 塑料蜡中含有 3%～5%的 EVA 塑料，可作为嵌体蜡。该蜡具有良好的弹性，弯曲强度大，韧性好，易于雕刻，膨胀率小，表面光滑等优点。

EVA 塑料是乙烯与醋酸乙烯的共聚物。当醋酸乙烯含量在 12%以下时，共聚物较坚韧，类似橡胶的半透明热塑性塑料，不能熔于蜡中，当醋酸乙烯含量升高到 12%～40%时，共聚物柔软，成为低熔点软弹性物或胶状物，在 100～130℃时与蜡混熔，改变了嵌体蜡的性能。

EVA 塑料蜡由于其具有良好的性能，现临床上已逐渐采用。

第四节　金属材料

金属材料在口腔医学临床上应用的历史悠久。金属的性能符合口腔功能要求，其加工方法有铸造及锤造，现临床上多用铸造工艺完成修复体制作。铸造金属因其铸造温度不同，分为中熔合金及高熔合金。

金属的原子呈规则排列形成晶体，金属与合金均属于结晶物质。因此金属结构中含有晶体、晶格和晶胞。金属结构中晶格的类型与金属及其合金的性能有密切关系。金属中的原子以“金属键”的形式结合。金属键足以把结点连接起来，形成牢固的金属晶格，在金属发生一定变形时不致金属的特性被破坏。

1. 金属是电和热的良导体。
2. 金属的密度大，不透明。
3. 金属离子化时形成阳离子。
4. 金属在固体状态时呈结晶，具有金属的光泽。
5. 金属的塑性变形较大，富有延性和展性。
6. 两种金属元素组成合金后，其性能发生改变。
7. 金属易氧化，其氧化物多数显碱性。

应用于口腔固定修复的金属材料主要为合金，现将固定修复常用合金介绍如下。

一、金　合　金

金合金是口腔临床应用最早的材料，该材料具有良好的力学性能、理化性能、加工性能和生物学性能，最适宜于口腔固定修复体的制作。但由于其价格昂贵，在临床应用和推广方面受到限制。

（一）组成

口腔应用铸造金合金，根据硬度及应用的不同，大致分为 4 种类型。

（1）Ⅰ型：软质金合金，适用于制作受䝼力小的修复体，如嵌体。

（2）Ⅱ型：中硬度金合金，适用于制作受䝼力小的修复体，如 3/4 冠、全冠、固定桥。

（3）Ⅲ型：硬质金合金，适用于制作受䝼力大的修复体，如制作薄的 3/4 冠、全冠、桥体。

（4）Ⅳ型：超硬质金合金，适用于受䝼力较大的修复体，如冠、栓道等。

含金量的表示法有两种：一种以纯金为 24K，为 24/24 为纯金，即含金 100%，18K 金为 18/24，即 75%；另一种是千分法，即1 000/1 000为纯金，如 750 则为 750/1 000，即含金为 75%。

金合金不仅可直接铸造加工成嵌体、全冠、固定桥修复体，还可在金合金底冠上塑瓷制成金瓷修复体，但金合金中应少加铜，以免影响修复体颜色。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

除金合金外，还有金-铂-钯合金、金-铂合金、金-铂-银合金等，上述合金含金量高；含金量低的金合金，如Au-Pd-Cu系合金。

固定修复用金合金的组成见表19-5。

表19-5 口腔固定修复用金合金的组成(质量百分比)

种类	金	银	铜	钯	铂
Ⅰ型(软质)	83～92	6～11	6～11	/	/
Ⅱ型(中硬质)	75～84	6～11	9～11	0～3	/
Ⅲ型(硬质)	75～80	7～10	7～13	2～3	0～3
Ⅳ型(超硬质)	70～75	9～13	9～13	2～5	2～4

金合金的主要组成是金、银、铜，含有少量的钯、铂。

金是金合金中的主要成分，含量高。金呈现出黄色光泽，原子量为197，为面心立方晶格，熔点1 063℃，密度19.21g/cm^3，膨胀系数14.2×10^{-6}/℃，拉伸强度150MPa，延伸率为20%～35%。

银的熔点960.5℃，其主要作用是降低铜的红色，使合金色为浅黄色并减少金、铜热处理的影响，还能增加金合金的延性，当有钯存在时，其作用尤为显著。

铜的熔点1 083℃。在不含铂元素的金合金中是提高合金强度与硬度的主要元素。加入铜还可以降低金合金的熔点。铜加入合金中使合金变为铜红色。但金合金中加入铜降低了抗腐蚀性，易产生老化。

钯的熔点为1 550℃，可提高金合金的力学性能。

铂的熔点为1 755℃，加入金合金中除提高合金的强度、弹性、硬度外，还可提高合金抗腐蚀性能，并使合金变白。

(二)性能

1. *力学性能* 金合金的力学性能与热处理有关，在口腔临床上采用的热处理有软化热处理及硬化热处理，应根据临床需要选择。

(1)金合金的软化热处理：软化热处理的方法是将金合金铸件置于700℃，维护10min后，立即投入冷水中，可获得结构均匀的固溶体。软化热处理后可提高延展性，而强度、硬度降低。

(2)金合金的硬化热处理：硬化处理前，先进行软化处理，其方法是将金合金在700℃左右使其缓慢冷却。其目的是提高合金的力学性能，降低合金的延展性。

金合金的Ⅰ型、Ⅱ型其硬度较低，布氏硬度45～90，只能用于制作嵌体修复体，Ⅲ型金合金布氏硬度为95～115，可制作全冠及固位体、桥体。

2. *化学性能* 金合金化学性能稳定，抗腐蚀性好，不易氧化变色和变质。

3. *加工性能* 金合金是经铸造工艺制作成各种修复体。铸造温度为850～1 000℃，加工铸造性能好。金合金熔化后流动性好，铸造收缩小，铸造后线收缩为1.24%～1.26%。熔铸过程的收缩分三个阶段：第一阶段是液体合金的温度收缩；第二阶段是液相与固相之间合金的结晶收缩；第三阶段是固相开始温度降至室温的温度收缩。铸造金合金产生的铸造收缩，可用包埋料的膨胀加以补偿。

4. *生物学性能* 金合金的生物学性能优良，对口腔组织无毒、无刺激。

金合金由于其独特的性能，长期应用于口腔固定修复临床。笔者在临床上应用金合金制作固定桥修复体最长的已使用30余年，至今仍功能完好。

二、钛及钛合金

钛(titanium)是1791年由Gregor首先发现的，钛的元素符号Ti在化学元素中列第22位，原子量47.90。钛与氧、氮、碳有很强的亲和性，直到1910年钛金属才被单独分离出来。在20世纪40年代末开始逐渐应用于航空、航天、航海、化工、冶金、机械、轻纺、制药、医学等领域。Bothe在20世纪40年代把钛应用于医学领域。在口腔医学中主要是用于牙种植，可摘义齿支架、全冠、固定桥。用作冠、桥修复，首先必须解决铸造精度

的问题。钛的熔点极高为1 668℃，又极易氧化。现在国内各大医院均有铸钛设备，并有供钛铸件焊接的激光焊接机，为钛铸造修复体的临床应用创造了条件。

我国钛资源丰富，有20多个省市蕴藏有钛矿。我国的金红石由TiO_2组成，TiO_2含量高达94%～97%。丰富的钛资源为我国口腔医学领域钛的应用和研究提供了物质基础。

(一)纯钛

钛低于883℃为密排六方结构，称为α-Ti；高于883℃时具有体心六方结构，称为β-Ti。

纯钛中含的杂质元素主要是氧、氮、氢、碳、铁、硅等。工业纯钛含钛均在99%以上，工业纯钛分三种，TA_1纯度为99.63%，TA_2、TA_3纯度为99.28%。

纯钛的性能：

1. 钛是银白色的金属，比重轻，其密度为4.5g/cm³，与人体骨密度相近似。

2. 钛的机械性能好，其硬度适中，介于牙釉质与牙本质之间，延展性好，纯钛硬度、弹性模量和强度相当于金合金的Ⅲ型。

3. 工业纯钛的力学性能：其拉伸强度为300～600MPa；屈服强度为250～500MPa，泊松比(μ)为0.32，延伸率为20%～30%。

4. 钛熔点高达1 668℃±10℃，是牙科铸造合金中熔点最高的金属。沸点3 535℃。

5. 纯钛的抗腐蚀性：钛在土壤、大气、淡水、海水中有良好的抗腐蚀性，但在氢氟酸、盐酸、正磷酸、浓有机酸中会被腐蚀。

6. 钛在高温下化学性能活泼，极易与氧、氮、氢、碳等元素化合，形成稳定的化合物。钛表面有一层高度致密的膜，为氧化钛和氮化钛。钛的表面氧化膜对钛有保护作用，可抗电化学腐蚀。

7. 钛对人体无毒、无刺激。

8. 钛的热传导率低(15.07W/K·m)，比金合金、钴铬合金低，仅为金合金的1/17。钛制作固定修复体可以保护牙髓，免受冷热刺激。

9. 钛对X线阻射性差，X线片可显示钛修复体牙体组织结构。

10. 纯钛耐磨性差。

11. 钛无磁性，在强磁场不被磁化。

(二)钛合金

在钛中加入合金化元素可改变钛的性能，获得钛合金，可满足对材料不同性能要求。以下主要介绍医用钛合金。

在最早用的医用钛金属以纯钛及Ti-6Al-4V为代表，以后医用钛合金以Ti-5Al-2.5Fe、Ti-5Al-2.5Sn为代表。

Ti-6Al-4V合金的强度和加工性能优于纯钛，但含有Al、V有害元素。V在生物体内聚集在骨、肾、肝、脾等器官，其毒性效应与磷酸盐的代谢相关，通过影响Na^+、K^+、Ca^{2+}和H^+的ATP(三磷腺甘)酶发生作用，其毒性超过Ni和Cr。Al对生物体的危害是通过铝盐在体内的蓄积而导致器官损伤。

目前，国内、外正在研究生物相容性、生物安全性、力学性能好的钛合金。如我国的TAMZ合金、日本的Ti15Mo5Zr3Al合金、德国的Ti5Al2·5Fe合金、美国的Ti13Nb13Zr合金等。低熔点钛合金也是一个研究热点，如TiCo、TiCu、TiNi、TiPd等，上述合金的熔点为1 100℃左右，比钛及钛合金的熔点降低约600℃。但由于钛含量减少，影响了合金的耐腐蚀性。TiZr合金具有很好的应用前景，因Zr的生物相容性好，其硬度和强度好，可制作可摘义齿支架。

TAMZ合金(Ti-75合金)是西北有色金属研究院研制开发的新型钛合金。具有中等强度、高韧性和耐腐蚀性。其机械性能优于纯钛，略低于Ti-6Al-4V合金，但其韧性优于Ti-6Al-4V合金，不含毒性元素V。TAMZ合金生物相容性好。

(三)钛的加工方法

纯钛及钛合金要在临床上应用，必须了解其加工方法，纯钛及钛合金一般均被加工成块状，也可因需要不同加工成丝状、条状、板状。在口腔修复领域应用中多加工成块状，因修复体大小不同，钛块大小也有数种。

钛的加工方法主要有真空铸造、切削、电火花蚀刻和超塑成形等。口腔修复体的形态因人和牙体、牙列缺损而异，其形态是多种多样的，口腔修复体均采用真空铸造法，这种方法精度好、成功率高。此外，由于CAD/CAM系统的开发应用，钛及钛合金也可用CAD/CAM机加工完成固定修复体，如嵌体、全冠、底层冠，以及固定桥等，其适合性好。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三、镍铬合金

(一)组成

镍铬合金(Ni-Cr 系合金)为非贵金属,其成分以镍为主,占 73.6%～87.6%,铬为 12.4%～26.4%。镍熔点为1 455℃,具有良好的耐腐蚀性、热导率。其强度、硬度适当。铬熔点为1 875℃,耐氧化。镍铬合金中加有钴、铝、铍、铁、钼、锰、硅、硼等元素。

镍铬合金因生产厂家和品牌的不同,其组成也有差异。

镍铬合金的组成见表 19-6。

表 19-6 镍铬合金组成(质量百分比)

品 牌	镍	铬	钼	铝	铍	锰	钴	硅
GH30	77～87	11～22	≤0.7	≤0.5	/	/	/	≤0.3
Ultratek/	81	11	2.0	2.2	1.6	/	/	
Wirons	71	14	7.5	2.9	/	3～4	/	/
ウイロン	68.5	20	60	/	/	/	0.02	3.5

钼的熔点很高为5 687℃,线膨胀系数很小,约为 5.3×10^{-6}/℃。具有优良的耐高温强度及耐磨性。铝加在 Ni-Cr 合金中是作为合金的脱氧剂。铍的熔点为1 283℃,在空气中 700℃ 氧化。锰、硅等对镍具有脱氧作用,锰可改善流动性。硅有降低合金固相点作用。钴加 Ni-Cr 合金中,在合金热处理后能有效地硬化。钴的熔点1 493℃,比铬熔点低,有延展性,而且加工性能好。

(二)性能

镍铬合金膨胀系数为 14.09×10^{-6}/℃,密度为 8.48g/cm³。其余性能见表 19-7。

表 19-7 镍铬合金的性能

品 牌	拉伸强度(MPa)	硬度	延伸率(%)	熔点(℃)
Ultratek	940	320HB	16.0	1 370
Wirons	740	325HB	3.0	1 380
GH30	720～810	220HV	/	1 320
ニクロム	550	290HB	2.0	1 290

(三)用途

1. 制作金属固定修复体。用镍铬合金经高温铸造可制作嵌体、全冠及固定桥,修复体精度和适合性好,铸造成功率高。

2. 镍铬合金制作成金瓷修复体底层冠,与陶瓷结合良好。但上瓷前,应将镍铬合金修复体表面进行处理,处理的目的是去除合金与瓷附着过程中妨碍两者结合的因子,如残存的包埋材料等,防止瓷产生气泡影响金瓷结合。

镍铬合金底层表面处理方法有磨削法、氢氟酸处理法,以及除气预氧化方法等。

现社会上有专门为金瓷修复提供的配套的金属、烤瓷材料,供口腔临床使用。

第五节 铸造包埋材料

当蜡型完成后,要从蜡型变成金属铸件即修复体,必须经过包埋材料包埋蜡型,使包埋材料形成阴模,然后由熔融的金属充满阴模形成金属修复体。包埋蜡型的材料称为铸造包埋材料。

要使金属修复体能满足临床上的要求,即能够顺利戴入口腔制备体上,适合性、形态良好、咬合高度适宜,则包埋料必须具备一定条件,如铸造时铸金由液态变成固态的收缩,蜡型的温度收缩,均需要包埋材料来补偿。此外包埋料还必须有一定的强度,可承受铸造时的铸造压力。

一、铸造包埋材料应具备的条件

(一)能补偿铸造金属和蜡型的收缩

蜡型在完成过程中产生温度收缩,如蜡型从37～20℃收缩 0.40%～0.70%。以金合金为例,其铸造收缩为 1.25%。铸造包埋材料的凝固膨胀及热膨胀应能补偿蜡型及金属的收缩,才能使修复体具有良好的精度和适合性。

（二）耐高温

包埋材料需经焙烧使蜡熔化，使包埋材料产生热膨胀，故包埋材料必须耐高温。其温度应根据合金的熔点及包埋料膨胀所需温度而定。

（三）强度高

当熔融的金属铸入包埋料铸模腔内时，对铸模腔有一定冲击力，要求包埋材料在高温时应具有相应的强度。

（四）固化时间适当

包埋料能调和成糊剂，并有适宜的固化时间，有足够时间包埋蜡型，包埋料应充满蜡型的空间，包括蜡型的各个细微的部分，这样才能使铸件完整无缺，若包埋料固化时间过短，未完成蜡型包埋即固化，则将影响蜡型的包埋质量，从而使铸件产生缺损，造成铸件失败。故包埋材料必须有适当的固化时间。

（五）铸模腔表面光洁

包埋材料粒度应细微，这样才能使铸模腔内表面光滑，清洁无杂质。故有些包埋采用二次包埋法，内层用细颗粒包埋料包埋，外层用粗颗粒包埋，以满足铸件的需要。

（六）包埋材料对铸件不产生化学作用

包埋材料在铸造时对铸造金属不产生腐蚀、毒性作用，不与铸金粘结。便于使铸件完成后与包埋料分离，保证铸件完整、表面光洁。

（七）有良好的透气性

包埋材料应有良好的透气性，使熔蜡气化后，可从气孔中逸出，不致影响铸件的完整性。

（八）容易保存

包埋材料不仅应有上述应具备的性能，而且还应易于储存、备用。

二、镍铬合金包埋材料

镍铬合金的熔点在1 300℃以上，为高熔铸造合金，镍铬合金的铸造后收缩大，约为 2%以上。因此要求镍铬合金用的包埋材料，能耐高温，强度好，热膨胀大，可以补偿铸金的铸造收缩。现介绍口腔修复领域常用的高熔合金包埋材料——磷酸盐包埋材料。

（一）组成

磷酸盐包埋材料，以高温材料石英、方石英为主，占整个配方的 80%～90%，另外还有结合剂，其组成见表 19-8。

表 19-8 磷酸盐包埋材料组成（质量百分比）

成　分	含　量
石英	11
α方石英	20
$NH_4 \cdot H_2PO_4$	10
$Mg(H_2PO_4)_2$	3
MgO	6
海砂（盐酸处理过）	50

注：引自上海齿科材料厂

上述组分中方石英可提供较大的膨胀，以补偿铸造收缩。

（二）性能

1. 固化　固化是通过结合剂发生化学反应来实现的。固化时间为 8～11min。

2. 包埋材料膨胀

（1）固化膨胀：是 $NH_4MgPO_4 \cdot 6H_2O$ 的针状和柱状结晶的成长形成固化膨胀。固化膨胀为 0.6%。

（2）热膨胀：主要是二氧化硅的膨胀。热膨胀为 0.8%～1.0%。固化膨胀与热膨胀的膨胀量可随硅溶胶浓度的增加而增大。故磷酸盐包埋材料，可采用改变硅溶胶的浓度，在较大范围内调节其膨胀率。在用硅胶调和时，在 600～1 000℃之间热膨胀可增加 0.3%左右，使其膨胀可达到 1.3%～2.0%。

3. 压缩强度　磷酸盐包埋材料的压缩强度大，在材料调和后 24h，其压缩强度可达 9～30MPa。该包埋材料经加热后冷却，压缩强度为 2～14MPa。若强度过高，铸件完成后，给脱模造成困难。

4. 透气性　磷酸盐包埋材料应有良好的透气性。透气性与包埋材料的粒度大小有关系。磷酸盐包埋材料的粒度为 200～350 目。必要时，可加入纤维以增加其透气性。

5. 耐高温　磷酸盐包埋料在焙烧的温度，由已结晶的 Mg_2、P_2、O_7 未反应的 MgO，β-方石英及 β-石英组成，其熔点在1 000℃以上，故该包埋材料能耐受高温。

（三）使用方法

用硅溶胶调和磷酸盐包埋材料，将蜡型包埋

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

好。操作时间为 4～5min，凝固时间为8～11min。

磷酸盐包埋材料可以作为内包埋料，也可以进行一次性整体包埋。内包埋法是先用该材料包埋一层，待包埋材料初凝后，再做二次包埋，可用一般性包埋材料，其粒度可粗些，增加铸模透气性。

三、钛及钛合金包埋材料

钛及钛合金已逐渐广泛地应用于口腔修复临床。钛及钛合金是通过铸造技术制成修复体，必须有专用的包埋材料。铸钛专用包埋材料自 20 世纪 80 年代开始，现在国外及国内均有不同的专用包埋材料产品。

国外铸钛包埋料有氧化镁、氧化钙、氧化铝、氧化锆等。国内的铸钛包埋材料有锆系铸钛冠桥包埋料、氧化铝铸钛包埋料。

（一）锆系铸钛冠桥包埋材料

铸钛锆系包埋材料由国内第四军医大学口腔医学院郭天文教授等研发的。其主要成分为 ZrO_2、$ZrSiO_4$ 及氧化镁，采用溶胶类粘结剂形成型壳。

1. 性能

（1）强度：室温强度 1.49MPa、高温强度 3.84MPa。

（2）凝固时间：初凝时间为 10min，终凝时间 22.5min。

（3）耐火度：材料的粉体主要为氧化锆、锆石英，耐火度高于2 000℃，已超过纯钛熔点。

（4）铸件机械性能：拉伸强度 668.4MPa，屈服强度 569.3MPa。

2. 使用　调和时粉液比为 8∶1，粘结剂与促硬剂比 200∶1。粉料占耐火材料的 35%。搅拌时间 30～60s。

包埋方法：一次性包埋，铸模温度选用 600℃。

铸造冠适合性：适合性好，边缘适合性＜100μm。该包埋材料的铸件（冠、固定桥）的精度可满足临床应用要求。

（二）氧化铝铸钛包埋材料

纯钛及钛合金材料近年来已广泛地应用于口腔领域，如口腔种植，口腔修复等领域。现已开发出铸钛的新仪器、新设备，以及新技术，但目前尚无较理想的铸钛包埋料，四川大学华西口腔医学院赵云凤课题组研制出氧化铝铸钛包埋材料。氧化铝铸钛包埋料经铸造工艺及铸件质量的研究和临床应用，探索出一套较成熟的材料组成成分及铸造操作技术，铸件成功率高，修复体精度和适合性好。钛的熔点高为1 668℃，因此铸钛包埋材料需要用高温的耐火材料构成。铸钛包埋材料要经过复杂的铸造工艺，在一定的烧结程序下烧结完成，才能获得理想的铸件，要求包埋材料不仅要能满足钛的各种特性的要求，还必须具有良好的可操作性和一定的强度。

1. 材料要求　铸钛包埋料应具备以下条件，才能应用于临床。

（1）能调和成糊状，流动性好：具有这一性能的包埋料，才能将铸件的蜡型包裹的完全，待蜡熔去后，能形成一个清晰完整的蜡型的阴模。

（2）固化时间适当：当包埋料由糊剂凝固变成固体时，这期间必须有一定的时间，使操作者完成蜡型的包埋程序。若固化时间短，包埋料凝固快，尚未完成包埋程序，包埋料已变硬固化，则包埋不完全，将使铸造失败，铸件缺损；包埋料若凝固过慢也同样会造成铸造失败。

（3）凝固膨胀和热膨胀适当：钛铸造后产生收缩，以及蜡型的收缩应由包埋料的膨胀来补偿，这样铸件才能有良好的适合性。

（4）有足够强度：能够承受铸造时的压力和冲击力，而不产生裂纹，以免影响铸件的完整性。

（5）耐高温。

（6）铸造时，包埋料不与熔融的钛发生化学反应，不产生有毒气体，对钛无破坏作用（腐蚀）。

（7）透气性良好：有利于铸模内气体的逸出，使铸件完整。

（8）脱膜性好：铸造完成后，包埋料易被破碎，不黏附于金属铸件上。

（9）粉末粒度细微：使铸件表面平整光洁。

（10）良好的操作性能。

2. 氧化铝铸钛包埋料的基本性能　四川大学华西口腔医学院研制的氧化铝铸钛包埋料主要由氧化铝和氧化镁与结合剂构成。在高温下使氧化铝与氧化镁形成镁铝尖晶石，产生体积膨胀，并通过调整原料的粒度控制包埋料的热膨胀量，以补偿纯钛的铸造收缩。经过反复的实验室和临床研究，最终确定了原料的组成配方，测定了包埋料

的基本性能。

(1) 凝固时间：凝固时间为 10.236±0.318min(室温)。一般要求包埋料的凝固(固化)时间为8～11min。本研究的包埋料的凝固时间适当、流动性好，使包埋者有足够的操作时间。

(2) 压缩强度：常温压缩强度为 7.86±0.710MPa，随着时间的延长，常温压缩强度逐渐增大。经过1 100℃骤冷处理后，残留压缩强度为2.46±0.791MPa。关于氧化铝包埋料的高温压缩强度，因未找到实验设备及场地，无法测得其数据，但通过钛铸件质量的考察，认为自制氧化铝铸钛包埋料高温压缩强度已达到了要求。

(3)膨胀率：包埋料的凝固膨胀为 1.27%，铸模加热至 100℃时热膨胀率为0.823 5%，降至铸造温度 800℃时，热膨胀率为0.612 4%。在 800℃铸造温度时，氧化铝铸钛包埋料的总膨胀率为1.872 4%。纯钛的铸造收缩率为 1.8%～2.0%，可以补偿钛铸件的体积收缩。

(4)耐火温度：氧化铝包埋料的耐火度高于1 700℃，可满足临床上纯钛的铸造要求。

(5)铸流率：在铸模温度 600℃和 800℃铸造时，纯钛的网格铸件的铸流率均达 100%，全部铸件完整无损。

(6)铸件表面粗糙度值：氧化铝包埋料铸造出的纯钛铸件粗糙度值为1.721 1±0.080 54μm，比 Rematitan Plus 专用铸钛包埋料铸造出的纯钛铸件粗糙度(1.906 7±0.151 16μm)小，差异有统计学意义($P<0.05$)。

(7)钛铸件的气孔率：氧化铝铸钛包埋料铸造出的钛件气孔率为 0.044%，气孔的直径平均为0.10mm。不影响钛铸件的力学性能，满足口腔临床的应用。

为了考察氧化铝包埋料铸造出的铸件的质量，将钛铸件进行扫描电镜、金相显微镜观察，并进行元素能谱分析。结果显示：铸件表面与铸模之间界面平整，未见烧结层及 α 层，钛铸件中未观察到富硅层；氧化铝包埋料与 Rematitan Plus 专用铸钛包埋料铸件相比，前者纯钛铸件表面污染小，反应层薄，说明氧化铝包埋料中的元素渗透到钛铸件表面的深度浅。

3. 氧化铝铸钛包埋料的铸造工艺　口腔修复体的成形技术较多，如锤造技术、铸造技术、堆塑技术、电镀技术等。铸造技术是固定修复体制作的基本技术，应用时间长，修复体精度高，自从20世纪 Taggart 将铸造技术应用于口腔修复领域，至今仍是制作固定修复体和可摘义齿修复体的主要技术。铸造技术不仅可用中熔合金、高熔合金、纯钛、钛合金制作成修复体，还可将陶瓷制作成修复体。

铸造技术制作修复体必须有制作的金属材料或陶瓷材料，还必须有与之配套的包埋料和仪器设备，即铸造机器。否则缺少上述任何一项都是不可能完成修复体的，此外要获得精度高、质量好的修复体，还应有一套规范、成熟的铸造工艺。

(1)铸造时铸模温度的选择：铸钛包埋料将蜡型包埋完成后，按照一定的焙烧程序焙烧。为了使包埋料达到应有的热膨胀量，铸钛包埋料应烧至1 100℃，经保温后降温铸造。选用 600℃、400℃、200℃铸模温度进行纯钛铸造，通过力学性能、全冠适合性、反应层厚度考察铸模温度对铸件优劣性的影响。经过实验研究和分析，结果显示：反应层厚度 600℃时为 115μm，400℃时为 80μm，200℃时为 70μm；力学性能以拉伸强度表示，600℃为 477.50±10.368MPa，400℃为 394.17±8.612MPa，200℃为 400.83±8.612MPa；全冠适合性 600℃ 时为 86.122μm，400℃ 时为220.27μm。从上述结果可见应选用 600℃铸模温度进行铸造，可获得较理想的钛铸件。

铸模温度在 600℃时铸造，钛铸件的拉伸强度为 477.50MPa，这与德国 Dentaurum 公司配套铸钛包埋料铸造出的纯钛铸件拉伸强度 560MPa 相近似。600℃铸模温度铸造出的钛铸件全冠适合性在 120μm 以内，在临床上可接受范围内，可以满足临床要求。总之，选用 600℃铸模温度进行铸造，铸模已产生了良好的热膨胀，可补偿钛的铸造收缩。但在 600℃时铸造，铸件反应层较厚，一般来说应设法去除反应层，可经抛光打磨去除，但不应影响修复体适合性。

(2)铸造后铸件冷却方式的选择：铸造后铸件的冷却方式，因金属材料的不同，结构的不同，一般有自然冷却和骤冷两种方式。骤冷是将铸造后的铸圈立即放入冷水中冷却处理，然后再从铸模中脱出铸件。自然冷却是将铸造后的铸圈放在室温自然冷却，冷后再从铸模中取出钛铸件。通过

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

反应层厚度、力学性能和全冠适合性考察冷却方式对钛铸件的影响。

经过实验研究分析，结果显示：自然冷却方式的钛铸件，反应层厚度为 115μm，拉伸强度为 477.50MPa，全冠适合性为 86.331 5μm；骤冷的钛铸件反应层厚度为 100μm，拉伸强度为 403.33MPa，全冠适合性为 177.645μm。从上述结果看来，自然冷却的钛铸件质量优于骤冷处理的钛铸件。虽然自然冷却的铸件反应层厚度稍大于骤冷的铸件，但相差不太明显。自然冷却处理的铸件，避免了骤冷处理造成的体积收缩，因此其适合性达到临床应用要求，故使用氧化铝铸钛包埋料铸造钛铸件，建议完成铸造后，将铸圈放在室温下自然冷却，然后再取出铸件。

(3)包埋方法的选择：在牙科精密铸造中，临床上常采用的包埋方法有两种。①一次包埋法，是使用同一种包埋材料将蜡型包埋完成，这种包埋法接触蜡型的包埋料与远离蜡型接触铸圈的包埋料是相同的。②二次包埋方法，即内外层包埋方法，内层包埋即接触蜡型的包埋，采用细粒度、膨胀量好的包埋料包埋，使铸件表面光洁，结构清晰；外包埋采用粒度较大的包埋料，使其透气性好，也有的采用配方与内包埋料不同的外包埋料。

本实验设计的一次包埋法的包埋料和两次包埋法的内包埋料均使用氧化铝铸钛包埋料，而两次包埋法的外包埋料采用的是磷酸盐高温包埋料。通过铸造后钛铸件的铸流率、热膨胀率、全冠适合性考察不同包埋方法对钛铸件的影响。实验结果显示：两种不同的包埋方法铸造后铸件的铸流率为 100%，铸件完整，边缘清晰，无缺损。热膨胀率实验结果表明两种包埋方法的热膨胀率相近。氧化铝铸钛包埋料在 400℃和 700℃左右时出现明显膨胀；磷酸盐高温包埋料在 250℃和 600℃时出现快速膨胀，这是 α 方石英和 α 石英发生晶体构相的改变，而产生的体积膨胀。全冠的适合性一次包埋法为 86.332μm，二次包埋法为 143.985μm。

从上述结果分析，二次包埋法的适合性较差，超出临床可接受的范围 120μm，如能再将二次包埋法加以改进，也许可以达到临床要求。在包埋方法实验中，铸造时的铸模温度均为 600℃，铸件是采用的自然室温冷却方式。

4. *氧化铝铸钛包埋料的铸造精度* 铸造精度是指金属材料经包埋料包埋焙烧铸造后，铸件表面的光洁度、粗糙度、形态的精确度，以及铸件戴在基牙制备体上后，铸件与制备体之间的间隙大小，即是铸件粘结后，粘结剂的厚度。而粘结剂的厚度，口腔修复界公认是修复体的适合性的体现，对适合性，国际上有一定的量化标准。因此，精度和适合性是衡量固定修复体临床效果和修复体质量的重要指标之一。

包埋料的组成成分、强度、硬度、透气性、热膨胀系数均可影响铸件的铸造精度和适合性。理想的纯钛包埋料应具有良好的铸造精度，说明该包埋料才可应用于临床。

为了能将氧化铝铸钛包埋料应用于临床，对氧化铝铸钛包埋料制作的全冠适合性和可摘局部义齿支架适合性进行实验研究。

(1)全冠的铸造精度：为了考察氧化铝铸钛包埋料全冠的铸造精度和适合性，选用德国 Rematitan Plus 专用铸钛包埋料作为对照组，氧化铝包埋料为实验组。两组采用相同的模具和实验条件。最后将全冠铸件粘结于制备体上，测量各部分粘结剂厚度。实验结果显示；全冠外表面及组织面光滑无小结节，铸件完整无缺损，无气孔。实验组全冠颈缘粘结厚度为 41.94±1.37μm，轴壁厚度为 33.12±0.86μm，𬌗面厚度为 38.08±1.30μm；对照组全冠颈缘厚度为 40.52±2.58μm，轴壁厚度为 32.96±0.85μm，𬌗面厚度为 37.04±2.17μm。上述结果经统计学分析，$P>0.05$，无统计学差异。说明氧化铝铸钛包埋料制作的纯钛全冠精度和适合性与德国 Rematitan Plus 专用铸钛包埋料全冠适合性相近，适用于临床。

美国牙科协会(ADA)规定的标准，全冠修复体粘结剂厚度为 25～40μm，但在临床上很难达到。Brockhurst 等认为临床应用标准应控制在 50μm 以内。

关于纯钛铸造全冠的适合性研究已作大量工作。Seluck Oruc 等比较了纯钛全冠和镍铬合金烤瓷基底冠的适合性，发现镍铬合金比纯钛适合性好，但两者均在临床可接受的 50μm 以内。氧化铝铸钛包埋料制作的纯钛全冠适合性(粘结剂厚度)在 45μm 以内，在临床可接受的范围以内。

说明氧化铝铸钛包埋料具有良好的铸造精度。

(2)可摘局部义齿支架的铸造精度　选择牙列缺损的上颌模型，进行可摘局部义齿铸造支架设计。然后用硅橡胶印模材料翻制成阴模，用氧化铝包埋料灌注成模型。待模型硬化后，取出工作模型。在工作模型上制作可摘义齿支架蜡型，采用反插法安插铸道。

用氧化铝包埋料将蜡型和模型全部包埋，再用上述铸造工艺进行铸造，铸造金属为纯钛材料。采用体视显微镜测量铸造支架的各点。主要检测各点处铸件组织面与模型的间隙大小，求出均值。并经 X 线分析铸件的缺陷及气孔分布。

结果显示：铸件易与包埋料分离，支架表面无粘砂现象。整铸钛支架结构完整，表面光滑无裂纹，无缩孔及铸造缺陷，表面呈橙黄色，氧化着色少。铸造支架顺利戴入人造石工作模型上，𬌗支托、卡环、基板均与模型接触。固位良好，支架稳定无翘动，达到设计要求。支架经打磨抛光后表面光滑，呈银白色镜面。

X 线分析结果表明纯钛铸造支架完整，无铸造缺陷，铸件内部有少量散在分布的气孔，孔径小，分布无明显特征。

钛铸造支架的适合性经多点测量后，其均值为(89.5±1.59)μm。铸造钛支架是不规则的几何形状，故铸件的收缩不均匀。纯钛的收缩率为 1.8%～2.0%，氧化铝铸钛包埋料的总膨胀率 1.872 4%与之接近。是否可完成补偿纯钛铸造支架的收缩，还需要钛铸件的临床应用来证实。为了能制作出高精度的纯钛整铸支架，笔者采用带模铸造法，充分利用铸模的凝固膨胀和热膨胀，以及模型对铸件的限制性收缩，来补偿钛铸件的铸造收缩，保证一定的铸造精度，使铸件达到临床应用要求。张建中等研究了上颌钛铸件基托的适合性，在显微镜下观察铸造基托与模型之间的间隙为 100μm 左右。氧化铝铸钛包埋料制作的钛支架适合性良好，适合口腔修复临床应用。

四、金合金包埋材料

金合金包埋材料是中熔合金包埋材料。金合金的铸造温度为 850～1 000℃，铸造收缩为 1.24%～1.26%。

(一)组成

中熔合金包埋材料主要为二氧化硅 55%～75%，硬石膏 25%～45%，加有少量的石墨及硼酸(1%～5%)，此外还有着色剂。

1. SiO_2　SiO_2 有 4 个同素异物体，即石英、磷石英、方石英、熔融石英。前三者加热后，其晶体形态由 α 型转变为 β 型，则发生急剧的体积膨胀，利用其膨胀补偿铸造后金合金的收缩。

2. *石膏*　石膏作为结合剂，与水调和后，与石英结成一整体，产生固化膨胀。在 600～700℃ 温度范围内石英的膨胀系数较大。

3. *石墨*　石墨有还原作用，防止金属氧化，提高铸件表面光洁度。

4. *硼酸*　硼酸使包埋材料的热膨胀均匀，并增加膨胀量及强度。

(二)性能

1. *固化时间*　固化时间与水粉比、水温、调和时间、速度有关。当粉 100g 加水 50ml 调和时，表示水粉比为 0.5。一般临床应用水粉比为 0.30～0.40。固化时间为 5～25min。

2. *膨胀*　包括石膏的凝固膨胀因水粉比的不同，而有所差异，其膨胀率为 0.2%～0.4%。此外还有石膏吸水膨胀，吸水膨胀为1.2%～2.2%。

热膨胀主要是在 600～700℃ 石英由 α 型转为 β 型，产生膨胀，其膨胀为 0.8%～1.0%。热膨胀与水粉比有关，水粉比小，则膨胀量大，石英量越多，热膨胀量越大。

3. *强度*　中熔合金包埋材料的强度，在铸造温度时，压缩强度为 172.98Pa，室温条件下强度为 212.80Pa。可以耐受铸造时的冲击力。

4. *透气性*　包埋材料透气性应好，铸造时可使气体排出。要求包埋料粉末的粒度应适宜。

(三)应用

包埋料应用时与水调和，水量应合适。因包埋料易吸水变潮，应贮存器内密闭。进行蜡型包埋时，应注意勿使气泡混入，影响包埋后铸件完整性。

关于陶瓷材料、粘结材料请参阅有关章节。

(赵云凤　梁钦业)

参 考 文 献

1　陈治清．最新口腔材料学．成都：四川科学技术出版

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

社,1989:9—28
2 陈治清．口腔材料学．第2版．北京:人民卫生出版社,2001:3—28
3 陈治清．口腔生物材料学．北京:化学工业出版社,2004:300
4 朱希涛．口腔修复学．第2版．北京:人民卫生出版社,1987:465—473
5 赵信义,易 超(主译)．牙科修复材料学．西安:世界图书出版社,2006:214,255
6 万乾炳．牙科铝瓷的研究．口腔材料器械杂志,1998,7(3):146
7 骆小平,赵云凤．牙科全瓷冠修复的研究进展．中华口腔医学杂志,2000,35(2):158
8 赵云凤,骆小平,田杰模,等．采用CAD/CAM和玻璃渗透技术制作高强度全瓷冠的研究．华西医大学报,2001,32(3):438
9 骆小平,赵云凤．纳米氧化铝玻璃复合体强度和断裂韧性研究．华西医大学报,1998,29(4):383
10 曹洪喜．牙科合金中钯的作用和牙科钯合金．国外医学生物医学工程分册,1999,22(3):177
11 郭天文．口腔科用钛理论和技术．北京:人民军医出版社,2005:43—60
12 张建中．口腔修复新材料-钛及钛合金．见:徐君伍主编．口腔修复理论与临床．北京:人民卫生出版社,1999:457—470
13 薛 淼．口腔生物材料研究的新进展．口腔材料器械杂志,1999,8(1):3
14 陈金水,刘永宾,等．新型牙科铸钛专用包埋料研制．天津大学学报,2002,35(1):53—57
15 Sadoun M. All ceramic bridges with the slip casting technique presented at the 7th International symposiam on ceramics,Paris,September 1998
16 Luo Xiaoping, *et al*. Strength and fracture toughness of Mgo-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. Dental Material,2002,18:216
17 Watanabe I,*et al*. Effect of pressure difference on the guality of titanium casting. J Dent Res,1997,76(3):773—779
18 To Shiko Mori,*et al*. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. Australian Dental Journal,1994,39(6):348—352
19 Selcuk Oruc,*et al*. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. J Prosthet Dent, 2000, 83:314—318

第20章 Chapter 固定修复体的焊接

焊接是指通过适当的物理化学过程，使两个分离的固态物体产生原子（分子）间结合力，而连接成一整体的方法。具体说是在一定温度下用熔化的合金，将两块合金连接在一起，成为一个整体，称为焊接。

牙科传统焊接方法是采用低熔点的锡、铅进行焊接，称为焊料焊接法，工业上称为钎焊或钎接。这种方法已有几百年的历史。而目前工业生产中应用的焊接法是20世纪初研究开发出来的新仪器新技术。随着电子工业技术的迅速发展牙科焊接技术得到快速的发展。

牙科焊接技术是固定修复中常用的技术，特别是长桥，一般均需要焊接。传统的焊接方法，加热时间长，热变形大，有时造成脱焊，不仅影响焊接的成败，而且影响修复体的精度、适合性和强度。为克服焊接的缺点，临床上采用整体铸造法制作固定桥。然而，包埋料的热膨胀尚无法完全补偿金属的铸造收缩，以及各种修复体铸造精度的要求，尤其是长固定桥和多单位固定桥。

固定桥修复深受广大患者的喜爱，随着社会的发展，人们生活水平的提高，经济能力的增强，要求做固定修复体的日益增多，因此固定桥的焊接问题显得更加重要。

第一节　焊料焊接法

焊料焊接法，它是将焊料加热熔化成液态，充满于被焊金属的间隙之中，冷却凝固后形成不可拆开接头的一种工艺方法。焊料的成分与被焊金属的成分是不同的，在形成接头时是处于不同的物态。焊料焊接是依靠液态焊料和固态焊件间的渗透和扩散形成接头，液态焊料是靠其润湿性和毛细管作用渗入，并保持在接缝的间隙内，达到焊接成功的。

一、焊料及焊媒

（一）焊料

焊料是指焊合金（solder alloys），是用来连接被焊金属的合金。焊合金的熔点必须低于被焊合金的熔点，比被焊合金低100℃为宜。要求焊合金的流动性大，以便均匀地流布于焊接面上，焊合金的机械性能与色泽，应与被焊合金相近，并具有良好的抗腐蚀性能。

常用的焊合金有锡焊、银焊、以及金合金焊等，而临床上应用最多的是锡焊、银焊、金焊。

锡焊其成分为纯锡，强度较低，常用于义齿支架卡环连接体之间的焊接，防止充胶时支架移位。银焊是以银为主要成分的焊合金，熔化温度为650～750℃，流动性好，焊接牢固，拉伸强度为2 450～3 136kPa，缺点是易变色，可用于焊接镍铬合金、铜合金、钴铬合金及不锈钢。金焊是以金为主要成分的焊合金，熔化温度为750～870℃，流动性好，焊接牢固，且不易变色，主要用于焊接金合金，也可焊接其他合金，但成本高，使用比较少。

（二）焊媒

焊媒（flux）的作用是清除焊接面上的金属氧化物及其他杂质，并防止焊接时氧化物的形成。因焊合金不同，所用焊媒也不相同。锡焊的焊媒

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

为正磷酸，银焊的焊媒因所焊金属不同而各异。焊接中熔合金时，用硼砂、焊接镍铬合金或不锈钢时，采用30%硼酸、30%氟化钠、40%氟化钾配成的碱性焊媒。而中熔合金、镍铬合金焊接时，均可采用银焊作焊料。

二、焊 接 条 件

（一）润湿性

焊接时只有焊料熔化，而被焊金属处于固态，在接头处是不同的物态，焊料焊接是依靠液态焊料和固态焊件间的渗透和扩散而形成接头，液态焊料是依靠润湿性和毛细管作用渗入接缝内。因此，焊料加热熔化成液体状态后，液体焊料能否很好地润湿被焊金属的表面，具有非常重要的意义。如果润湿很差，则渗透和扩散就不能实现，也不可能有牢固的连接。润湿的好与差，取决于被焊金属的成分、表面粗糙度、表面是否有氧化物、焊料焊媒、温度等条件。

（二）焊料

焊料是焊接时必需的材料，焊料的优劣直接影响焊接的质量。因此，要求焊料必须具有良好的性能，其熔点低于被焊金属；焊料应具有良好的润湿性；焊料能与被焊金属相互熔解或形成化合物，熔化后能透过小的间隙，沿着焊接表面很好地流动和铺展；焊料的膨胀系数等物理性能应与被焊金属接近，冷却后有足够的机械强度，化学性能稳定，不应含有易蒸发物和有毒有害物。

（三）焊件

两个被焊金属最好是同一合金或都能被同一种焊料互相熔解或形成化合物。被焊金属表面必须彻底清除氧化物。

（四）温度

温度是焊料焊接不可缺少的条件之一。口腔修复科常用的焊料焊接是采用火焰焊接，主要应用汽油吹管的还原火焰来加热焊接区和焊料，使温度上升到焊料的熔点。焊料具有向高温处流动的特点，这是因为温度升高，使焊料的表面张力降低，从而改善对被焊金属的润湿性。

三、焊接时注意事项

（一）焊件的接触面

焊件的接触面和焊缝的大小，直接影响焊接的质量问题。要求焊件应成面的接触，而不是点的接触。相接的面，应清洁并有一定的粗糙度，焊接缝应小且不能过紧，一般以0.1～0.15mm为宜。这样可以增强液体焊料的毛细管作用，更有利于焊接，完成的焊接接头强度高。

（二）焊件的位置固定

各种口腔修复体的焊接，均要求高度准确，因此，焊件的位置必须固定好。

1. *加蜡固定* 固定桥根据𬌗关系，可摘局部义齿支架根据设计确定接触关系，在焊缝的内外两侧滴蜡，初步固定其位置，防止杂物进入，以保护焊缝的清洁，为焊料的流入留有间隙。同时在焊件周围加蜡，有助焊接区局部温度的迅速提高，以利于焊接。

2. *砂料包埋* 用石膏和石英砂各半加水调拌，将焊件包埋固定起来，以保护焊件的薄边及模型免被烧坏。而焊接区要充分暴露。

（三）预热

焊件经砂料包埋后进行烘干。焊接时先以粗大的火焰对整个模型进行充分预热，使蜡熔化，石膏中的水分蒸发，提高焊件周围的温度（达400℃）。若仅在焊接区加热，而周围的温度很低，热量很快散失，不易达到焊料的熔点温度，即使焊料开始熔化，也因周围温度低，焊料不能迅速流动。且仅局部加热，势必延长加热时间，导致焊件、焊料表面的氧化，不易焊牢而形成假焊。因此，充分预热模型及焊件是焊接成败的关键。

（四）控制氧化层

当模型焊件预热后，放焊料、焊媒于焊接区，当焊件热至暗红色时，火焰正对焊料加热，使之迅速熔化流入焊缝内。焊接时火焰要尖而细，密切注意两个被焊金属的颜色。焊件体积大者多加热，体积小者少加热。

焊接加热时，氧化膜生成速度很快，所以在焊接过程中要控制氧化。焊接中氧化膜的出现，会给焊接增加困难。控制氧化膜的措施：加热时使用吹管的还原火焰；及早在焊接区加焊媒；尽量缩短焊接时间。有条件的可用惰性气体（氩气）保护，或在真空炉中焊接。在焊接时，由于氧化膜生成的速度很快，因此，在焊接过程中要始终注意控制氧化层。

(五)火焰控制

当焊接区充分预热后，用焊针蘸取少量焊媒放于焊接区，当焊件加热至暗红色时，首先用焊镊夹取小块焊料，在继续加热过程中(不要撤离火焰)，准确地放在焊缝中间，使焊料迅速溶化流入焊隙内。然后再根据焊隙(缝)的大小，增添足够的焊料，加热使焊料熔化，使之充满焊隙。此时焊接的火焰应尖细，并注意观察两个被焊金属的颜色，金属加热后显现不同的颜色，表示不同的温度。焊件体积大者应多加热；体积小者，应少加热，使两者温度上升一致，勿使两者颜色不同，温度高低悬殊，以免发生流焊。

四、焊接失败的原因分析

(一)焊接模型破裂

在焊接时，有时会出现焊接模型破裂的情况，这可能是由于灌制焊接模型的材料比例不当，如石膏过多，焊接时的高温使模型折裂；焊接模型厚度不足，过薄，则模型强度低而破裂；焊接时升温过快，水分急剧气化，使包埋料爆裂。这种情况下无法进行焊接，只好将焊接物重新清洗磨光再灌模，或再重新包埋焊接。

(二)焊接不完全

焊料未完全流入焊缝内，只是部分焊接，使焊接处强度低，很易折断。这可能是由于焊接面有氧化膜，或焊料过少，焊媒用量过多。这种情况只好重新焊接。

(三)焊件移位

在焊接中或焊接结束发现焊件移位或变形的原因是多方面的。固位体从口内取出放入印模中，未能准确地放回应在的位置；或者灌制模型时，振动过大使固位体移位；或者焊接过程中转移接触关系时焊件移位；焊接时间过长，烧坏模型，造成焊件移位。出现上述情况后，焊件不能顺利就位，必须脱焊，重新再焊。

(四)假焊

焊料未能充满整个焊缝，形成相互扩散与结合，只是焊缝的表面堆积一部分焊料，则称为假焊。形成假焊的原因主要是焊件的焊接性差；两个焊件为异质合金；焊件接触面有氧化层；焊接时间过长使焊面氧化，焊接火焰不好，火力不强，焊料未熔透，焊媒质量差等均可造成假焊。

(五)烧坏焊件

中熔合金铸件在焊接时，有不慎被烧坏的危险，因中熔合金熔点低。这主要是因为砂料包埋不当，对细小的焊件或焊件的薄边保护不当；火焰掌握不好，焊料已完全熔化后，而没有及时撤离火焰；焊接的熔点过高或焊接时间过长。

焊料焊接法在国内口腔修复科已应用多年，至今仍在使用。虽然固定桥的单位少，桥的跨距短的不用焊接法而采用整体铸造法，其质量优于焊接法；可摘局部义齿金属支架已采用脱模或带模整铸法，但长桥及可摘局部义齿的卡环连接体仍需要焊接。焊料焊接设备简单，原料价廉，操作简单，目前仍在临床使用。

第二节 现代牙科焊接的种类及焊接质量的评价

常用的焊接方法是焊料焊接法。这种方法焊接区热应力大，易产生热变形，容易发生氧化。而焊料熔点低于被焊金属，焊接后的镍铬合金在烤瓷炉中因温度高而开裂、脱焊、变形，造成修复失败。

国外已将工业上应用的焊接技术应用于口腔修复领域，取得满意的修复效果。国内近几年也逐渐开展这方面的研究和应用。

为了提高焊接的质量，国内口腔界学者们开展了焊接质量的评价工作。

一、牙科焊接的种类

随着电子工业技术的迅速发展，20 世纪 70 年代，焊接方法已有 20 余种，用于口腔修复领域的已有 5 种。

(一)氩弧焊(tungsten inert gas welding)

氩弧焊又称钨极氩弧焊，或称为钨极惰性气体保护焊，通常叫做“TIG”焊。TIG 焊是弧焊的一种，它是以氩气作为保护气体。弧焊包括等离子弧焊、埋弧焊、CO_2电弧焊等。TIG 焊借助高熔

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

点的钨或氧化钨作为一个电极，工件作为另一个电极，利用高压脉冲将先期送入焊接区的惰性气体电离，并在钨极与工件之间引燃电弧进行焊接。在焊接过程中，氩气在电弧周围形成保护层，电极、电弧区及熔化金属均处于氩气保护之中，使之与空气隔绝，避免了氧化反应，减少被焊金属与焊丝中合金元素的烧损，可获得高质量的焊缝。

TIG 焊的弧柱温度为2 760～4 420℃，远远超过了高熔合金的熔点(1 100～1 500℃)，可使被焊区域的金属熔化，通过原子或分子间的结合和扩散形成永久性的连接，而且焊缝强度高。钨极电极的端部直径很小，约为 1mm，且成锥形，不仅易于引弧和稳定弧，并使电弧集中，热影响区小，最小加热面积为 0.1mm²。同时电弧受氩气气流的压缩的冷却作用，对焊接点附近的温度影响小。此种焊接技术，特别适宜于 3～4mm 以下的薄板焊接，焊接时变形小。适用于口腔修复的钛合金、不锈钢等修复体的焊接。

(二)激光焊(laser welding)

激光焊的原理是利用聚焦的激光束加热焊件的焊缝，使之熔化，冷却后凝固结合在一起。光束经聚焦后的光斑直径可高达 109W/cm²，热量集中。常用的焊光源有 Nd:YAG 激光(钕:钇铝石榴石)。焊接时仍需要氩气保护。

焊接操作者与焊接区不直接接触；焊接部位精确，热输入低，热影响区小，焊接后变形小；可获得高质量的精确的外形；适于焊接微型零件，适用于钛、镍焊接。

(三)等离子焊(plasma welding)

等离子焊即等离子弧焊，是电弧焊的一种特殊形式，仍是一种电弧放电的气体导电现象。所用电极主要是铈钨或钍钨电极。借助水冷喷嘴的外部约束，使电弧的弧柱横截面积受限制，电弧的温度、能量密度、等离子流速均明显增大。但要求等离子焊的保护气流量应与离子气流有恰当的比例。

其原理主要是等离子射流通过焊炬时，受到机械压缩效应、热压缩效应和磁收缩效应的压缩，可获得 1.0×10^5～1.0×10^6 W/cm³ 的能量密度。

等离子弧焊的能量密度大，温度高，弧柱中心温度达9 000～13 000℃，一次熔透深度大，焊接速度快。由于它是一种压缩了的电弧，弧柱截面小，能量集中，焊件受热区小，热影响区窄，薄板焊时变形小。电弧稳定，即使电流小至 0.1A，也能使电弧稳定燃烧。适用于口腔修复不锈钢、镍合金、钛合金的焊接。

(四)红外线焊(infrared brazing)

红外线焊接是利用光源作为热源的焊接方法。它的热源是以大功率的石英灯作红外线辐射器，根据焊件的形状、结构等特点的需要，设置若干石英灯。石英灯组发出的红外线经抛物面反射镜聚光，将红外线束投向工件焊接面，其能量密度可达 60～100kW/m³，焊接可在密闭的玻璃容器中进行，容器内充以氩气作保护气体。红外线焊接可将热源精确地集中于被焊接区，定位准确，可获得高质量的焊接，可用于钛修复体的焊接。红外线焊接的精度好，但焊接的强度较低。

(五)真空电子束焊接

真空电子束焊接是利用真空中高速运动着的电子在极小焦点内冲击工件，由动能转化为热能进行焊接的方法。焦点的温度最高可达5 930℃，电子受到加速和聚焦后，便成为调节性良好的热源，其最小加热面积在 10^{-7} cm² 以下，最大能量密度为 5×10^5 W/cm³，比电弧焊大5 000 倍，可用于焊接难熔金属及合金。

真空电子束焊是在真空中进行焊接，在焊接过程中避免了金属的氧化和氮化，焊接的热源具有较宽的调节温度，可满足各种金属的焊接。电子束对熔化金属不造成机械力，可正确地控制焊缝的外形，焊接厚度<0.012mm 的金属而不致烧穿。焊接时热量集中，焊件的热影响区小，焊后几乎不产生变形。上述独特的性能，极其适合于口腔修复中的精细焊接，但真空电子束焊接价格昂贵。

除上述几种焊接技术，意大利学者 Hruska 发明了一种口腔内直接焊接的精密电焊机，其原理是利用直流电的电容储能释放，故称为“Hruska 直流电容储能焊”(Hruska electrowelding)。电流由电池供电，避免电压的变化。保证焊接安全，焊接过程由微机控制操作程序，以保证其重复性。虽焊点温度超过1 600℃，但焊点之外无侧向热传导，对患者更不会产生电休克，符合电动医院设备的国际安全标准。

以上焊接技术中，氩弧焊价格低廉，可进行国

产化，可用于国内口腔修复高熔合金、钛合金的焊接。激光焊接、真空电子束焊接均极是适用于口腔修复的焊接技术，但价格昂贵，难于购置，不易实现。最新出现的 Hruska 焊，可在口内焊接，将给口腔患者带来便利，但国内尚难以获得此焊机。

上面所述几种焊接技术均具有以下特点：

1. 具有一定的能量强度。
2. 热源集中，热影响区小。
3. 焊接部位周围有惰性气体保护，防止焊区污染。
4. 均可用于高熔合金及钛合金的焊接。

二、焊接质量的评价

焊接方法的选择；焊接参数选择；焊接机的工作状态；保护气的种类、纯度、流量；焊件之间距离；焊料种类；包埋固定方法；预热温度等等，以及焊接技术人员的技术水平，均对焊接质量有密切关系。

对于焊接后的质量应用客观的手段加以检测，以判断某种焊接机、焊接方法、焊接程序的优劣，是否可用于临床，并确定修复体焊接后的修复效果。

焊接质量的考察主要从焊件的力学性能及其显微结构进行分析。

（一）力学性能测试

焊接的力学性能包括焊件的拉伸强度、延伸率、弯曲强度、屈服强度、显微硬度。一般焊件的力学性能主要测试上述任何两项，再加上显微硬度即可。

拉伸强度主要反映焊件焊接处抵抗破坏的能力；延伸率反映焊件的长度变化，说明焊接后变形的大小；显微硬度反映焊接面的组织结构。

（二）显微结构分析

显微观察主要进行电子断口分析、金相分析等。电子断口分析是将断口试件置于扫描电镜下观察其晶体结构、断裂特征、熔深、气孔等。金相分析是先将焊接试件作成金相磨片，经酸蚀、清洗、吹干后置于金相显微镜下，观察其焊区的组织结构形貌、熔深、熔化区、热影响区大小等。

金相和断口分析从微观上反映焊接区的质量是焊接质量分析中重要的内容。

此外焊接件的抗腐蚀性能、疲劳强度等也可采用相应的方法加以研究分析。

（三）焊件之间距离对焊接质量的影响

在以往的文献报道中，认为激光焊接的两个焊件接头应紧密接触，即无缝对接。而在实际工作中，达到无缝对接是很困难的。

黎红、赵云凤等（2000）对激光焊接不同间距的烤瓷合金试件质量进行实验研究，其目的是考察该合金的激光焊接焊件的间距为多少时，才能获得最好的焊接质量。为烤瓷修复体的激光焊接技术的临床应用提供了依据。研究者采用 CW-PA 烤瓷合金材料制作试件，试件之间的距离设计为紧密接触无缝隙，0.25mm 间距，0.5mm 间距三组。对上述间距的各组试件应用德国激光焊接机在同一条件下进行焊接，然后检查焊件的焊接质量。首先肉眼观察试件外观，包括焊接区的连续性，色泽，有无气孔、裂纹，熔区及热影响区的宽度，然后进行力学性能试验，断口电镜观察，金相分析等评价。

1. *试件外观* 焊接后无间距组焊件的焊缝区微凹陷，熔区光亮，未着色，无裂纹。0.25mm 间距组与 0.5mm 间距组试件的焊缝区微凸起，其余外观同无间距组。各组试件的熔区宽度均在 1.25～1.9mm 之间，拉伸断裂均发生在母材区。

2. *力学性能测试* 母材及各组激光焊接试件拉伸强度见表 20-1。

表 20-1 各组试件拉伸强度（MPa，$\bar{x}\pm s$）

组　别	拉伸强度
0.0mm 间距	446.05±82.50
0.25 mm 间距	485.97±62.35
0.50 mm 间距	503.32±65.79
母材（烤瓷合金）	421.53±21.78

注：经统计学分析，组间差异无显著性（$P>0.05$）

3. *断口电镜扫描* 无间距组与 0.25mm 间距组显示熔深，全层完全焊透；0.50mm 组显示断面金属大部分熔透。

4. *金相分析* 无间距组试件中份颜色较深的部分是熔区，显示完全熔透，无明显的过渡区，0.25mm 间距的试件也显示断面完全熔透；0.50mm 间距组显示断面完全熔透，熔区较宽。

一般焊料焊接法有一定间距是不可避免的，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

间距有利于焊料的流动和充满间隙,形成牢固的连接,防止假焊。间隙过小,焊料流不进去,间距过大,易形成空洞,影响焊件强度。多数学者认为一般牙科钎焊试件间距应在 0.2～0.4mm。Leon 和 Jack 认为 0.33mm 是最佳间隙。关于激光焊接的最适宜间距尚未见报道。

本实验结果认为激光焊件的接头应尽可能靠近,以便控制光束方向,取得良好的焊接效果。激光焊接件之间存在一定间距也是允许的,以 0.25mm 左右间距较好,有利于临床操作,并获得良好的焊接质量。超过 0.5mm 间距操作难以控制,不适于激光焊接。

第三节　固定桥采用激光焊接的精度及其抗应力腐蚀性

一、激光焊接多单位固定桥的精度

(一)焊接桥与整铸桥精度的比较

金瓷固定桥具有瓷的美观效果和金属的强度,耐磨损、耐腐蚀,是一种比较理想的修复体。整体铸造法制作固定桥,强度高,不会产生脱焊的危险,又不影响塑瓷烧结等优点。但非贵金属烤瓷合金的铸造收缩大,制作多单位固定桥,则收缩变形大,难以就位。采用激光焊接的多单位固定桥具有良好的适合性。国外相关报道较多,Fusayama 等(1964)对整铸固定桥和焊接固定桥进行对比研究,指出固定桥的精度前者高于后者。Huling 和 Clark 评价三单位整铸固定桥与激光焊接固定桥的精度,认为均高于一般焊接固定桥。

黎红等(2000)对多单位激光焊接固定桥和整铸固定桥的精度进行比较研究。固定桥的精度以固定桥的总长度、桥体长度和全冠固位体龈缘浮升量来表征。设计四单位后牙固定桥,用 CW-PA 烤瓷合金铸造,另将数个铸造后的桥体连接体处进行激光焊接,然后将上述两种方法制作的固定桥进行精度测试(图 20-1)。实验结果如下:

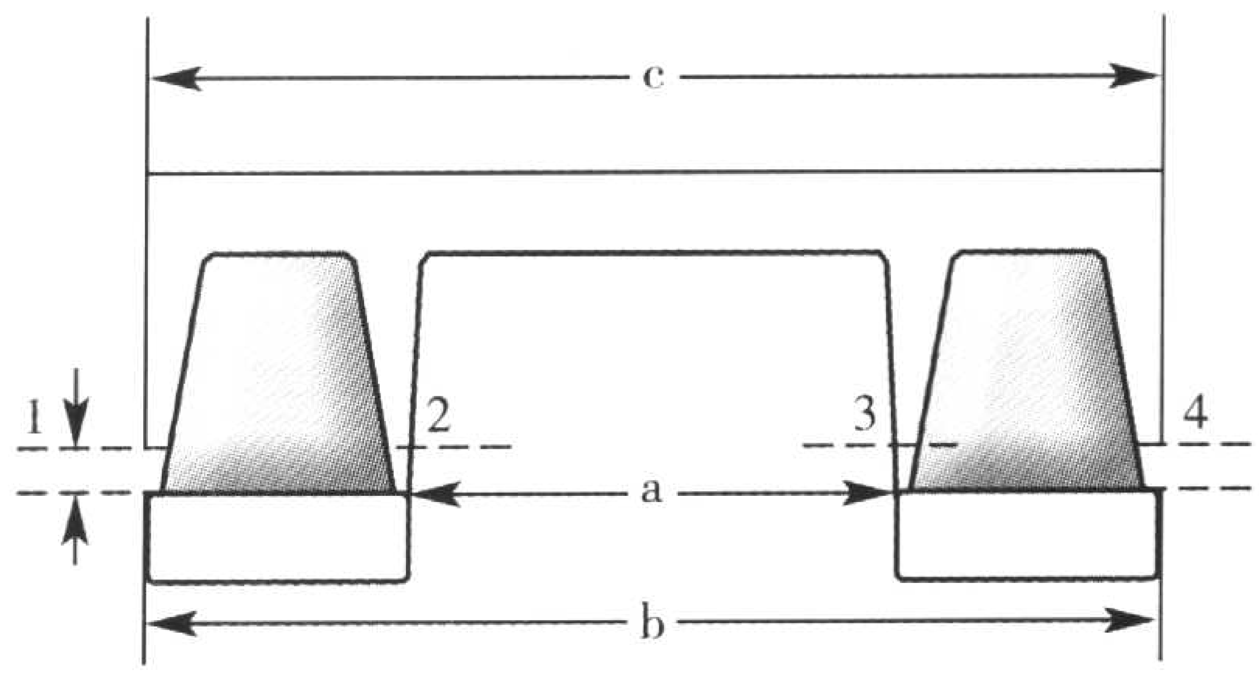


图 20-1　四单位固定桥精度测量示意图

1. 激光焊接固定桥　焊接固定桥均能完全就位。

(1)固位体龈缘浮升量:浮升量小(表 20-2)。

(2)焊接桥与整铸桥的桥长线距:焊接桥的桥长线距与模具比较,其差别小于整铸固定桥与模具的差别,两者之间有统计学差异($P<0.05$),见表 20-3。

表 20-2　激光焊接固定桥固位体龈缘浮升量(mm,$\bar{x}\pm s$)

	1	2	3	4
浮升量	0.077±0.048	0.077±0.043	0.071±0.052	0.074±0.022

表 20-3　焊接桥与整铸桥桥长线距(mm,$\bar{x}\pm s$)

	桥长线距			与模具差值		
	a	b	c	a	b	c
焊接桥	20.295 0±0.119 1	41.962 5±0.078 8	42.058 4±0.108 9	0.238 7	−0.037 48	0.058 4
整铸桥	19.560 0±0.387 7	41.220 6±0.414 0	41.059 8±0.337 9	−0.496 3	−0.779 4	−0.970 2

2. 整铸固定桥　整铸固定桥不能完全就位于金属模型基牙上,但是单个冠可完全就位。投影仪上显示桥铸件收缩明显,与模具相应部位比较,𬌗面部桥长线距 c 收缩最明显,冠固位体边缘

的外侧桥长线距 b 次之，冠边缘内侧桥长线 a 较小。固定桥呈现出整体缩小，显现出“岔口”变形的趋势。

(二)固定桥的精度

固定桥的精度是指固定修复体的尺寸精度，几何形态精度和表面光洁度。对固定桥来说，具体体现在固定桥各个固位体的就位程度上，精度高、质量好的固定桥，不仅固位体能完全在基牙上就位，固位体龈缘浮升量小，而且固定桥的外形尺寸和组织面光洁度应与原来的蜡型相接近。对于固定桥的精度除用上述标准考察外，还可用固定桥固位体粘结后，粘结剂的厚度值来表示，用数字来说明精度。

ADA 规定合金固定修复体粘结剂厚度值为 25～40μm，但临床难以达到。Mclean 等提出固定修复体边缘浮升量在 120μm 以内即可，作为临床上精度的标准。

传统的焊接技术加热时间长，加热的范围宽，容易变形，焊接点强度低，容易腐蚀变色，而且操作繁琐。随着科学技术的发展，硅橡胶印模材料的研制成功及销售，新型包埋材料及铸造技术的改进，Penzer 等开始采用整铸技术来提高固定桥的精度。Fusayama 等比较各种焊接技术和整体铸造固定桥的精度，认为整铸桥的精度大于焊接桥。但是随着桥的跨度增长，整铸桥的精度变差。Bruce 认为桥的跨度小于 15.5mm，整体铸造精度高。

Godon 等 1970 年首先将激光焊接先进技术应用于牙科领域，该技术具有明显的优势；激光束的温度高；能量密度大；穿透性强；加热范围小，热影响区小；定位精确；卫生高效；高纯度惰性气体保护；不需中间焊料，降低焊材的腐蚀性；不受磁场影响；不需包埋焊件，省时，快速；操作简便。激光焊接能明显提高固定桥的精度。

黎红等的研究表明激光焊接固定桥的精度明显大于整铸固定桥。焊接固定桥的边缘(龈缘)浮升量为 74μm，符合临床可接受范围。其结果指出桥体殆面的长度收缩最明显，推测可能是因为殆面部分金属较厚，包埋料膨胀未能补偿其收缩；两端固位体的外侧边缘有包埋料膨胀补偿其收缩，故收缩较小；固位体的内侧也因有较多的包埋料膨胀，故收缩小。总之，包埋料的膨胀受冠桥外形的限制，膨胀与收缩不均一，使固定桥整体收缩呈“岔口”变形。

笔者认为短桥可采用整体铸造法制作，而多单位长桥建议采用激光焊接法制作。

二、激光焊接烤瓷合金的抗应力腐蚀性

当前国内普遍应用的烤瓷合金为非贵金属合金，主要为镍铬合金。抗腐蚀性的优劣是选择牙用合金的重要条件。关于非贵金属的浸泡腐蚀实验，动电极化实验已有报道，对应力腐蚀实验报道较少。

(一)激光焊接烤瓷合金抗应力腐蚀性

黎红等将 CW-PA 烤瓷合金试件用激光焊接后，在焊接缝处加力进行应力腐蚀实验，将焊接的试件置于 37℃ 人工唾液中，加载 261.44MPa 进行应力腐蚀实验。3 个月之后观察试件焊接区的表面显微裂纹，并测试其拉伸强度，并设置对照组进行比较研究。

实验结果显示：

试件表面形貌观察：实验前、实验中；以及实验结束，肉眼观察试件，见试件熔区表面光亮、完整、连续，未见裂纹、腐蚀点隙及腐蚀产物。其表面形貌与对照组相似。人工唾液中有少量淡黄色菌落生长，容器中未见固态沉淀物。

拉力实验结果：未经应力腐蚀的焊件拉伸强度为 446.05±82.50MPa；经应力腐蚀的焊接试件拉伸强度为 502.48±12.49MPa，经统计学分析，两组的拉伸强度无显著性差异($P>0.05$)。

焊接试件的元素分析：激光焊接后的 CW-PA 合金棒的熔区，母材区的元素分析结果见表 20-4。

表 20-4 激光焊接试件熔区与母材区元素分析(质量百分比)

	Ni	Cr	Nb	Si	Al	Mo
熔　区	56.63	19.36	6.57	6.01	0.32	11.11
母材区	60.77	20.59	5.03	3.95	0.37	9.29

从表 20-4 可见母材区，熔区有明显分界，但二者之间元素基本相同，仅有 Ni、Cr、Al 的少量烧损。说明焊接未造成烤瓷合金主要成分的明显

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

改变。

(二)激光焊接烤瓷合金抗应力腐蚀性分析

烤瓷合金激光焊接经应力腐蚀后，未见显微裂纹和颜色改变。拉力强度无明显降低，表明其具有良好的抗应力腐蚀能力。其原因主要有以下两方面。

1. CW-PA 合金具有较稳定的理化性能，抗腐蚀性，以及较高的强度。Ni 是 Ni-Cr 合金中构成面心立方奥氏体基体的基本元素。Cr 大部分熔于奥氏体基体，主要起抗氧化和抗腐蚀作用，也是固溶强化元素，体外组织培养实验显示 Cr 完全没有毒性，它与 Ni 合金化后，可以减轻 Ni 的毒性。Nb、Mo 起固溶强化作用，Nb 可改善铸造及焊接性能。

2. 有学者认为焊接会降低材料的抗腐蚀性，因金焊、银焊焊接 Ni 基合金后，相当于不同金属(焊料)熔入母材金属，形成异种金属相接触，同处于电解液(唾液)之中，发生原电池电化学腐蚀。上述实验激光焊接 CW-PA 合金后，熔区元素成分无明显改变，激光使自体金属发生重熔再结晶，不存在异种金属的介入，也就不会发生原电池阳极腐蚀。

(三)应力腐蚀的临床意义

应力腐蚀是指残余应力或外来应力导致应变和腐蚀联合作用，而产生的材料破坏过程。加速腐蚀实验是指比实际应用条件苛刻的情况下进行的腐蚀实验，其目的是在比实际应用条件更短的时间内得出相对比较正确的结果。因体外实验时间不能过长，为了加速应力腐蚀实验，只有设计比实际情况更严格的条件，以推测 3 个月或更长时间的情况。人牙的㓖力平均为 22.4～65.3kg，最大肌力为 80kg。上述实验设计加载压力为 261.44MPa，相当于 80kg 力全部加于一个磨牙上所产生的压强，再扩大 20 倍。

由于口腔修复体在口腔内长期使用，不仅长期浸泡在唾液环境中，而且口腔中还存在各种微生物，此外修复体要发挥功能还承受着各种方向的咬合力。激光焊接后焊接区是否能对抗各种应力腐蚀，是必须进行实验研究的，否则，激光焊接是否能应用于临床就无法确定，3 个月的应力腐蚀，时间是短了些，但也可以说明一定问题。

三、激光焊接对金瓷结合的影响

激光焊接烤瓷合金固定桥的焊接质量及效果是良好的，这已得到实验研究的证实。烤瓷合金要应用于临床，还必须塑瓷，建立具有美观的外形及良好功能的咬合面。为此，学者们对焊接后金瓷的结合进行了相关研究，以考察激光焊接后是否影响金属与陶瓷的结合强度。

通过拉伸强度实验、扫描电镜观察，以及金瓷界面元素分析，实验结果如下：

1. *力学测试* 经拉伸试验考察金瓷结合强度见表 20-5。

表 20-5 熔区、母材区金瓷结合强度(kg/mm^2，$\bar{x}\pm s$)

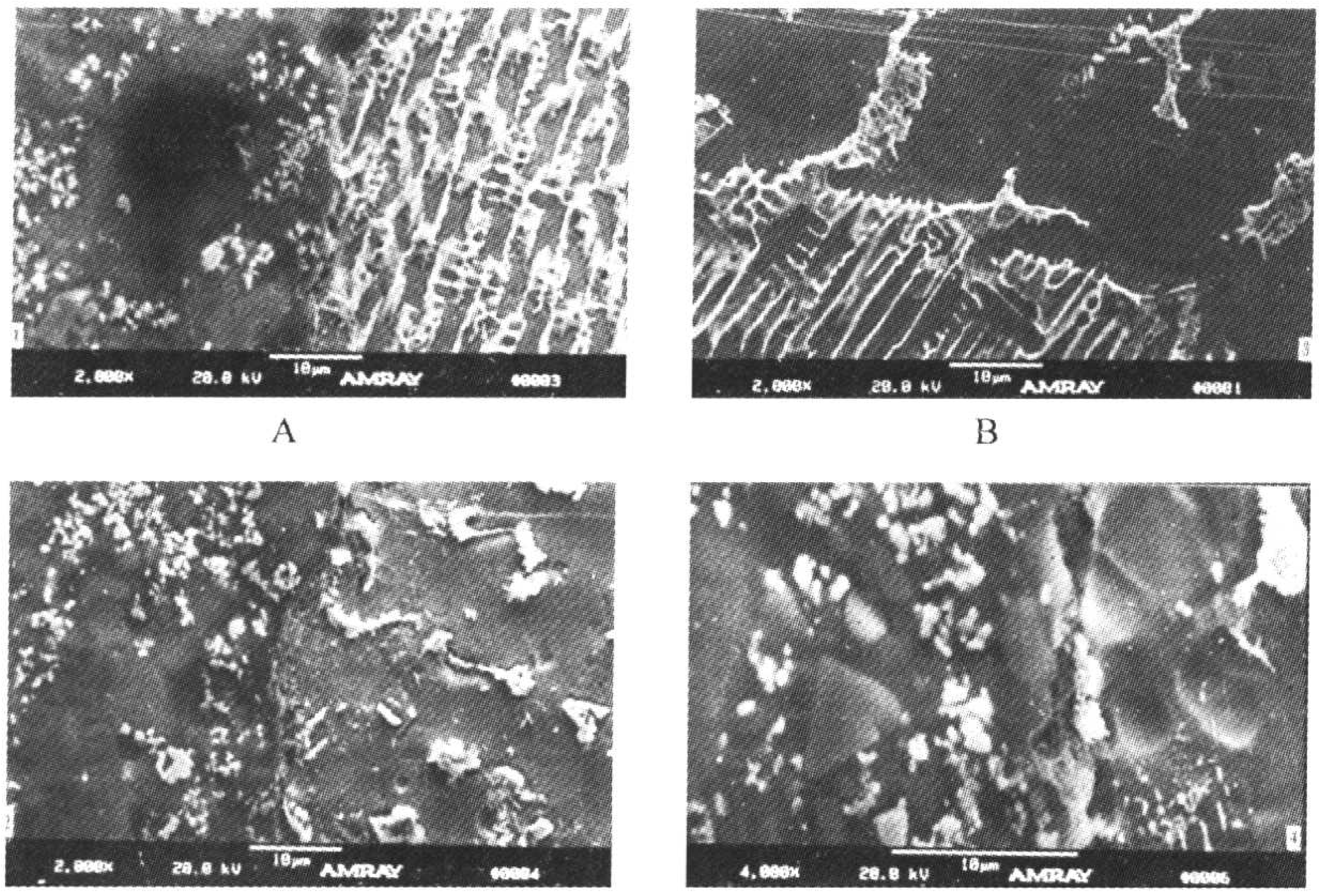
	金瓷结合强度
母材区	4.14±0.67
熔　区	4.58±1.0

注：t 检验 $P>0.05$ 两者之间无统计学显著差异

2. *扫描电镜观察* 从扫描电镜图(图 20-2)显示熔区和母材交界区之间分界明显，热影响区很小[图 20-2(C)]。熔区金瓷界面形貌显示金瓷二者结合紧密，无裂纹及气孔[图 20-2(A)]。母材区的金瓷结合界面，也显现结合良好[图 20-2(B)]。焊缝熔区、母材交界区与瓷结合界面，同样显示结合紧密，相容性良好[图 20-2(D)]。相比之下，熔区极细的树枝结晶与陶瓷结合更好[图 20-2(A)]。

3. *金瓷界面元素分析* 母材、熔区的元素分析结果显示焊接后熔区主要元素成分没有改变，在金属相和陶瓷相之间，反映各界面元素相互渗透。熔区金瓷界面可见从陶瓷相到金属相富含 Si、Al 元素到界面迅速下降，直至平稳，而金属元素 Cr、Ni 到界面则迅速上升，直至平稳。母材区金瓷结合界面也显示同样的特征。

上述实验结果证实：烤瓷合金经激光焊接后，焊缝熔区金瓷结合力与未焊接的母材区金瓷结合力比较无显著差异($P>0.05$)。说明激光焊接不影响烤瓷合金与陶瓷的结合，可以将激光焊接应用于烤瓷固定桥的焊接，为多单位金瓷固定长桥修复的开展创造有利条件。



A　　B

C　　D

图 20-2　激光焊接金瓷结合扫描电镜图(×200)

A. 熔区金瓷界面；B. 母材金瓷结合界面；C. 母材与熔区交界区；D. 母材与熔区交界区金瓷结合界面

第四节　钛的激光焊接与口腔修复常用合金的焊接

一、钛的激光焊接

金属钛主要应用于航天、航空、航海、化工、冶金、机械、电子、轻工业等领域。Bothe 等在 20 世纪 40 年代初期率先将钛引入医学领域。钛在口腔医学中的应用，始于 1952 年 Branemark 的牙科种植研究。1965 年用钛制作的修复体应用于临床，并逐渐应用于口腔修复、正畸、种植等领域。如制作义齿支架、全冠、固定桥、CAD/CAM 修复体等，主要用作钛底层冠。

常温下 α 钛为六方点阵晶型，882℃时相变为 β 钛，是体心立方，其相变体积变化率 5.5%。钛是银白色金属，比重 4.5g/cm^3，与人骨骼相近，强度高，耐疲劳、延展性好，导热系数低，热膨胀率低。具有良好的生物相容性。

但钛的熔点高，为 1 668℃±10℃，在高温下易与空气中的 C、H、O、N 等发生化学反应而变脆，使其固有的理化性能受到严重影响，因而给铸造、焊接等热加工带来困难。

(一)牙科钛焊接的技术要求

钛的强烈的高温反应性，使焊接十分困难，为保证焊接质量，减少焊接缺陷和避免污染，钛焊接机必须具备以下条件：

1. 足够的能量强度。

2. 热源尽可能集中。

3. 焊接部件周围空间，必须受到有效惰性气体保护。

4. 在接受焊接部件之间，所用焊料应该是含钛量高的材料。

(二)焊接对钛焊件质量的影响

1. 影响焊接质量的因素　影响焊接质量和效果的因素很多，如焊接方法的选择，焊接参数的选择，焊接机的工作状态，保护气的种类、纯度、流量、保护效果的好坏，焊件之间的距离，加热时间，焊料种类、位置、包埋方法、预热温度等。这些与焊接操作者的技术水平、焊接机性能，以及使用的熟练程度等有密切关系。

2. 焊接对钛瓷结合力的影响　1955 年 Tore Derand 对激光焊接和机械处理的钛表面上瓷后

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

经扫描电镜等进行分析比较，并采用四点弯曲法测试金瓷结合力。经统计学处理，显示无显著性差异($P>0.05$)。提示焊接后上瓷与机械处理表面上瓷的结果无显著差异。说明激光焊接后的金属不影响金瓷的结合强度。

3. *焊接对钛抗腐蚀性的影响* 钛虽有较强的抗腐蚀性，但在酸性的氟凝胶中也出现明显的腐蚀。焊接后腐蚀是指不同金属的焊接或相同金属焊接时，由于不同成分的焊料熔入，使得在同一电解质(如唾液)中不同金属相接触而产生电化学腐蚀。

日本学者 Yutaka oda 等(1995)对纯钛、Ti-6Al-4V 用四种焊料的红外线氩气保护焊接。四种焊料是两种钛基焊料和金焊与银焊。全部焊件分别置于 0.9%NaCl 或 1.0%乳酸液溶液中，在38℃保持 8 周。用万能测试机测其弯曲强度，并做动态电势极化曲线分析、X 线衍射、能谱分析、数据经统计学处理。结果表明：无论在 0.9%NaCl 或 1.0%乳酸溶液中的纯钛或 Ti-6Al-4V，经钛基焊料焊接的均有较高的拉伸强度(300～400MPa)，它们之间无显著差异($P>0.05$)，而 0.9%NaCl 溶液中的纯钛和 Ti-6Al-4V 的金焊试件，拉伸强度有显著降低($P<0.05$)，X 线能谱分析，断口有 Cl^- 和 Na^+ 离子。0.9%NaCl 溶液中的银焊试件无明显裂隙，但在焊接区显示腐蚀。提示：纯钛和钛合金的焊接适宜采用钛基焊料。

(三)牙科钛焊接的临床应用

1. *一般应用* 钛的焊接技术可用于口腔修复、种植、正畸等临床学科的很多方面，包括：多单位钛制作的冠、桥的焊接，普通钛制作的钛瓷冠桥的焊接；钛种植体支架及上部结构的焊接；普通钛制可摘义齿支架，钛制 CAD/CAM 义齿的焊接；冠桥修复体穿孔、破裂的修补，触点外形的恢复，铸造缺陷的弥补等。

2. *口内焊接技术的临床应用* 口内焊接机除具有上述的对固定冠、桥、可摘义齿焊接、修补，将精密附着体焊于固定单元上的功能之外还具有其口内焊接的特殊优势。

(1)该技术特别适用于不易获得共同就位道的多单位固定桥的复杂病例。各单位之间相互不平行，可分段制作完成后，再在口内焊接成一整体。这就大大简化了基牙制备过程，避免不必要的多磨牙体组织或过度倾斜牙为共同就位道而不得不失活做根管充填所致损伤。

(2)针对某些情况，如固定桥在制作完成粘结后，由于外伤或牙周病，其中一个基牙失去作用，不得不取出。这时不必去除整个固定桥，只须锯开坏牙，在邻牙上重新制备、制作、粘结，与原有单位在口内焊接为一体即成。

(3)如在口内突然发现以前的焊接失败或某单位未粘结好，也可如法炮制，而不必取出整个固定桥。

(4)对于种植义齿其优越性更加明显，可把新植入体焊接于其他种植体上而立即制动，大大提高种植成活率。

总之，随着钛制义齿的推广应用和牙科焊钛技术的进一步发展应用，这对口腔修复操作技术的发展是巨大的推动和促进，也有助于钛热加工工艺的深入研究。

3. *在固定义齿中的应用* 目前高熔合金已大量地用于制作固定义齿，由于种植技术的开发应用，新材料的出现，使固定义齿的适应证逐渐拓宽。

固定义齿的制作现多采用整体铸造法，但长桥或多基牙固定义齿，采用整铸则因铸件收缩大，很难就位，若能采用现代焊接技术，这个问题就可以迎刃而解。

今后还将大量开展钛及钛合金的固定义齿修复，而钛熔点高，用焊料焊接法很困难，只有采用现代焊接手段进行焊接，才能获得高质量的修复体。并可用现代焊接技术对钛种植体支架及其上部结构进行焊接。

4. *在可摘局部义齿中的应用* 高熔合金的可摘局部义齿支架可分段铸造保持良好的精度，再将各段用激光焊接技术焊接起来。

钛及钛合金用来制作可摘局部义齿的支架基托，由于其质轻，患者戴入口腔舒适，钛的修复体用激光焊或氩弧焊，可得到满意的焊接修复体。

5. *在钛及高熔合金缺陷修理中的应用* 钛及其合金制作的修复体，因铸造问题，存在有微孔或小的缺陷，可通过激光焊接或氩弧焊接解决修复体上出现的不足。这种情况多见于铸件大，特别是整铸钛支架及基托。

高熔合金制作的金瓷底冠或金瓷固定桥，常

因铸造或修整外形时磨穿孔，或是触点外形须恢复等，采用焊接技术可以很好地解决上述问题。

二、口腔修复常用合金的焊接

口腔修复科常用合金主要有钴铬合金、镍铬合金、纯钛、钛合金及金铂等。可用这些合金制作全冠、固定桥，以及可摘义齿的支架及基托，并可制作种植体的上部结构。这些合金在口腔修复领域应用较多，对上述合金的激光焊接技术学者们都非常关注。

(一)口腔修复常用合金激光焊接熔区的组织变化

吴海树等(2001)采用不同激光焊接条件对钴铬合金、镍铬合金、纯钛 3 种合金进行焊接，比较各合金的焊接深度、强度和热反应区的组织变化，并与对照组进行比较分析。将激光焊接的电压设计为 250V、280V、330V，脉冲持续时间为 2.0ms、10ms、12ms，分别与上述电压对应进行焊接。

1. 实验结果

(1)电压与钴铬合金、镍铬合金的焊接深度，强度呈正比。当均值为 250V 时，强度为 335MPa；330V 时、强度为 570MPa。热反应区晶粒生长小，激光束终点呈山峰状，中心留有焊接空白区。

(2)电压与纯钛的焊接深度呈正比，与其强度呈反比。250V 时，强度为 221MPa；330V 时，强度为 154MPa。热反应区晶粒生长较大，伴有相变体膨胀，晶间氧化，组织呈蜂窝状改变。

上述实验结果说明钴铬合金、镍铬合金采用激光焊接的焊接质量良好，临床上可采用激光焊接以上两种合金。而激光对铸造后的纯钛进行焊接，尚须进一步探讨其焊接条件。

2. 实验结果分析

(1)焊接强度：电压增加，熔金的深度和范围随之增加，而且激光焊接对钴铬、镍铬合金的组织结构影响小，故焊接强度高。而对于纯钛，随着电压的增高，强度降低，其原因可能是因纯钛化学性质活泼，在高温下易氧化，热影响区易产生热裂及脆断有关。激光焊钛件应避免过大的电压和反复焊接。此外脉冲持续时间对焊接强度也有较大影响。

(2)焊接深度：对焊接深度的影响除电压的影响之外，还有激光束聚焦直径和脉冲持续时间的影响，时间过短，不能将金属熔化。激光束聚焦直径越小，其能量越集中，穿透深度越大，但熔金范围变小。说明激光束聚集直径对焊接深度影响最大。

(3)热影响区组织结构变化：热影响区受电压的影响很明显，电压越大，热影响区范围也加大。这是因电压加大，施加于焊件上的能量增加。钴铬、镍铬合金的热影响区组织晶粒增长不明显，可看到针状的 α-马氏体结构。纯钛在大电压作用下，镜下可见其组织晶粒增大、气孔增多、结构疏松、晶间氧化。这两种不同的组织变化，可能是因两者的热学性能不同所致。

(二)不同合金激光焊接的熔区组织微观结构

吴海树等(2002)将镍铬与钴铬、镍铬与纯钛、镍铬与金铂、纯钛与金铂等配对进行焊接，考察激光焊接后熔区的金属元素混熔后的金相组织结构变化，不同合金元素的混溶分布，以及不同合金之间的可焊性。这项实验的结果为口腔修复的临床应用提供参考。

1. 镍铬与钴镍焊接　低倍镜下见熔区组织过渡良好，无明显界限，高倍镜下见边缘凹凸不平，有枝状、网状结构生成，组织形成冶金结合，热影响区不明显。

2. 镍铬与纯钛焊接　近 Ni 区，见 Ni 侧 2 种元素混熔均匀，过渡较平稳，晶粒间有相互嵌合，组织晶粒较大。近 Ti 侧组织过渡不良，热影响区大，NiTi 晶粒生成，伴有裂纹发生。

3. 镍铬与金铂焊接　可焊性良好，焊面光洁。镜下见熔合线内布满混合均匀的富 Au、Ni 混熔形貌。粒子尺寸为 0.3～1.0μm。

4. 钴铬与金铂焊接　镜下见 Au、Co 均匀混熔，交界过渡平稳。

5. 金铂与纯钛焊接　组织混熔形貌表现各异。钛界面，有明显的以钛为主旋涡区，有部分铂元素嵌入富钛区，但界限清楚。金铂界面，见钛组织晶粒逐渐混熔入金铂合金组织内。

上述实验证明镍铬-铬钴、镍铬-金铂、钴铬-金铂，三组焊接性能优良。纯钛-金铂、纯钛-镍铬、纯钛-钴铬等三组的焊接有微裂纹，说明钛金属与其他合金进行合金化时，极易发生脆性相。钛不宜与其他合金配对焊接。而激光对口腔除钛以外

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的常用合金相互焊接的效果是较理想的。

（赵云凤　高　宁）

参　考　文　献

1 赵云凤．口腔修复技术与工艺学．成都：四川大学出版社，2001：218—223

2 吴景轮．口腔修复实用技术．济南：山东科学技术出版社，1993：242—247

3 樊　森．口腔矫形技术工艺学．上海：上海科学技术出版社，1993：64，65

4 黎　红，赵云凤，李满园，等．激光焊接不同间距烤瓷合金的质量比较．中华口腔医学杂志，2000，35（2）：102

5 黎　红，李明哲，赵云凤，等．激光焊接多单位固定桥精度的研究．华西口腔医学杂志，2000，18（4）：112

6 黎　红，付　强，赵云凤，等．激光焊接烤瓷合金试件抗应力腐蚀的实验研究．华西口腔医学杂志，2000，18（4）：116

7 赵云凤，郑弟泽．全冠和固定桥铸造精度的研究．华西口腔医学杂志，1989，7（1）：18

8 赵云凤，郑弟泽，张惠琼，等．多单位整铸固定桥精度的研究．华西医大学报，1993，24（1）：78

9 薛　森，陈希贵，李一鸣．镍钛记忆合金的基础研究——模拟腐蚀实验．口腔医学，1981，1（1）：40

10 宋应亮．种植义齿上部结构部件的缝隙腐蚀．国外医学口腔分册；1996，23（2）：77

11 吴海树，崔永志，牟维民，等．激光焊熔焊区力学性能及热反应区组织结构的变化．中华口腔医学杂志，2001，36（3）：209

12 吴海树，刘继红，刘学成，等．异种合金与纯钛激光焊接熔焊区元素混熔分布及组织结构特征．中华口腔医学杂志，2002，37（4）：287

13 黎　红．牙科钛焊接技术及其临床应用．生物医学工程学杂志，1998，15（3）：303

14 文志红．不同喷砂粒度对金瓷结合强度的影响．中华口腔医学杂志，1994，29：229

15 姜焕中．电弧焊及电渣焊．第 2 版，北京：机械工业出版，1995：94

16 Fusayama T. *et al*. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting, J Prosth Dent 1964, 14: 334

17 Huling IS, Clark RE. Comparative distortion in three unit fixed prosthesis joined by laser welding, convention soldoring or casting in one-piece. J Dent Res, 1977, 56: 128

18 Bruce RW, Clinical applications of multiple unit castings for fixed prosthesis. J Prosthet Dent, 1967, 18 (4): 359

19 Godon TE, Smith DL. Laser welding of prosthesis an initial report. J Prosthet Dent, 1970, 24(4): 472

20 Penzer V. Fixed bridges without soldering. J Prosthet Dent, 1953, 3(6): 718

21 ISO TR 1021. Dentistry-determination of tarnish and corrosion of metal and alloys. Switzerland, 1993: 3

22 Espevik S. Corrosion of base metal alloys in vitro. Acta adentol scand, 1977, 36(3); 113

23 Lautenschlayger EP, Peter M. Titanium and titanium alloy as deutal materrals. International Dental Journal, 1993, 43: 245

24 Godon TE, Denton LS. Laser welding of prosthesis an initial report. J. P. D. 1970, 24(4): 472

25 Yamagishi T, Yoshiaburo MI. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd: YAG laser apparatus. J. P. D, 1993, 70: 264

26 Wang RR, Welsch GE. Joining Ti materials with Tig, Laser welding and infrared brazing. J. P. D, 1995, 74: 521

27 Roggensack M, Walte MH, Boining KW. Studies on laser and plasma welded Ti. Dent Mate, 1993, 9: 104

第21章 Chapter 固定修复美学

第一节 概　　述

一、口腔医学美学

(一)美学

美学(aesthetics)是研究美的本质、美的规律、审美关系和审美经验的科学。它是一门独立的学科,是在社会的物质生活和精神文化生活的基础上产生和发展起来的。人类社会生活中出现了美,并相应地产生了人对美的主观反映,即美感。随着美和美感的发展,出现了作为审美意识集中表现的艺术,在长期艺术实践的基础上形成了艺术的理论。

美是令人神往的,"美是完善","美是愉快"。它能给人们一种特定的情感反映,即美的事物能使人们愉悦。美是由人们的情感产生的,情感又是受外界事物影响的结果。

美是人的社会意识,它是社会存在的反映,也是客观存在的,但是只有具有一定的审美能力的人才能欣赏美。人类是追求美、享受美,并能创造美。

美学的研究内容:

1. 美学的基本问题,即美的本质、审美意识与审美对象的关系,是哲学基本问题在美学中的具体表现。美学是人们世界观中的审美观、艺术观的系统化、理论化的学说。哲学为美学提供基础,而美学研究成果又丰富了哲学内容。

2. 研究社会实践中产生的客观现实美与人对现象的审美关系的反映,揭示审美活动的普遍规律,使美与善高度统一。

3. 人对客观世界美的主观反映,即审美意识,这是一种特殊的心理活动。

4. 美学的研究对象　包括客观世界的美和人对客观世界美的反映。将艺术作为审美意识的集中表现。

有人认为美学是研究美、美感和艺术美的科学,美学可集中地研究美、美的各种形态和美感问题。艺术是审美意识和审美对象的集中表现,它是美学研究的主要对象。美学研究的是艺术美,艺术的创造和欣赏问题。

(二)医学美学

对于医学美学有两种定义:

①一种认为医学美学是一种遵循医学理论、美学原理,运用医学技术、美学疗法来维护、修复和再塑健康人的人体美,以增进人的生命活力的美感和提高生命质量为目的科学。它是研究和实施医学领域中美和审美问题的科学。

②另一种认为医学美学是应用美学的一般原理,研究医学人体美、医学审美、医学美感和医学审美活动过程中所体现出来的一切医学美现象及其基本规律的科学。

医学美学的宗旨是将人类古代对医学审美理想从自发的升华为自觉的,从朴素的发展到理论的、有系统的。即医学美学要使人类在医学审美理想上实现从必然王国进入自由王国的飞跃,促进人类审美认识和审美能力的发展,使人类对自身健美的维护和塑造不再处于盲目状态,而是自觉的创造性活动,体现和揭示一系列医学美的现

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

象以及医学审美的本质和规律，以提高医疗质量和服务质量。让人们生活得更幸福、更美好。因此医学与传统美学有着密切的关系。

医学美学主要是研究医学环境中一切具有审美意识的人，包括医务人员，接受医疗服务的患者、健康者、康复者等。从医学审美现阶段来说，主要是研究人体美，人体美是现实生活中的人体美，而不是艺术人体美，故称为“医学人体美”。

医学职业行为美也是医学美研究的重点。在医学审美过程中存在医者、患者、健康者、康复者和爱美就医者之间的相互关系问题，故不能忽视与此相关的伦理学和管理学的研究。

医学美学在现代和未来医学领域中具有广阔的应用前景，可应用于临床医学各科以及预防、康复等医学学科中。在医学教学中有自然美、社会美、科学美、技术美的形式，也有艺术美，即医学艺术美。如医学标本模型美、医学插图美、医学多媒体教学美等，均为医学美学的研究内容。

总之，医学美学是一门医学与美学相结合的、跨学科的新兴边缘学科。它是将美学原理和美学知识应用于医学领域的学科。

学习医学美学可以使医务人员掌握与医学有关的美学知识、美学规律，提高医务人员的审美能力，使医学理论与美学规律结合，提高医疗质量和诊治水平，为患者提供高质量的服务。

(三)口腔医学美学

口腔医学美学是口腔医学与美学的结合。口腔医学与美学的关系是十分密切的，在人类原始的装饰品、牙齿的保健意识中，已经体现了美学哲学。随着人们生活水平、文化生活素质的提高，对容貌和牙齿的美越来越重视，人们越来越懂得运用美学去改变所处的环境和人的自身。

口腔是颜面部的重要组成部分，颜面部是人体的重要组成部分，口腔在医学上泛指口腔颌面部。口腔颌面部的和谐对称是给人美感的基础，具有重要的审美价值。而且颌面部是消化道的门户，具有吮吸、切割、咀嚼、吞咽、味觉的功能，是人们语言交际、情感表达的重要部位。

大自然中最完美莫过于人体本身，因人体的构造、功能、形态是高度符合对称、均衡、和谐、统一的自然美的规律。人们早就认识到正常人的双眼位于同一水平线上，耳与鼻的长度相等。这些均是眼、耳、鼻三器官的结构美、形态美、布局美的和谐一致。颜面部任何部位的畸形或缺损，均会造成整个面部的失调，破坏了人体美的自然和谐，会对人的精神、心理造成影响，使人失去自信和创造力。

颌面部手术可重新塑造人的形体美，使颌面部恢复自然形态，重新恢复自信心。颌面部的整形手术不仅要遵循生物医学的规律，而且要按照社会生物医学模式重建人的外形，改造人的心灵。就是说要按照美的规律来创造人体，这正是遵循马克思的名言“人是按照美的规律来塑造物体”，换言之，人也可以按照美的规律来塑造人类自己本身。

口腔颌面部的畸形、缺损、疾病种类很多，但常见的主要是面、颌、牙齿、咬合（𬌗）的畸形和缺损。

在人胚胎发育早期，由于母体遭受某些因素影响，使胎儿发育变异，产生唇裂、腭裂。各种颌面部外伤、疾病均可造成颜面部、牙、颌骨的缺损，包括牙体缺损、牙列缺损和牙列缺失，以及咬合紊乱，错𬌗畸形。上述畸形缺损等均影响人体的颜面美，使人体失去美感，影响患者的身心健康。

医学美学是人们从医学和美学结合的角度来研究和塑造人体美的理论和实践的学问。口腔医学美学的任务是维护和塑造人体颌面部、口腔、牙齿的正常形态和功能。当口腔组织、颌面部、牙𬌗等出现形态异常，丧失功能时，可通过各种治疗手段及修复措施，恢复患者的颌面部、口腔、牙𬌗组织的形态和功能。因此，口腔医学的审美标准可以说是健康正常的人体颌面部、口腔组织、牙齿、𬌗的形态及功能，并要求在达到上述目标的同时，所采用的材料、器械以及修复过程对人体组织要无毒、无害、无损伤。

口腔修复学是通过戴用人工修复体来实现颌面部和口腔组织形态及功能的。因此，口腔修复美学可以说是科学、艺术加美学的三合一产物，三者不可缺一。

科学性是指修复工作中的设计和一切技术操作，应是在口腔解剖生理的基础理论上进行的，同时必须按照生物力学的原则进行口腔、颌面部形态的塑造和设计。除对牙科修复材料的理化性能，操作性能有特殊的要求外，修复体的设计还应

考虑其固位形、抗力形，以及如何防止其产生应力集中的问题，以保证牙体组织及修复体的健康完整和坚固耐用性。从美学的观点考虑，修复体还必须符合医师和患者的美观要求，外形、色泽必须具有美观性，达到审美的要求。最终达到恢复口腔颌面部咀嚼器官组织结构的完整性和正常生理功能的目的。

艺术性是指在医疗、修复工作中，要自觉地应用形式美的原则，使得完成的修复体具有美感，满足患者物质和精神上的要求。

美学性是要求人工修复体符合美学要求，近年来提出了技术美学(aesthtics of technology)的概念。它是以基本的美学原理为指导，研究技术领域中有关审美的应用学科。从审美观点来说，修复体应能满足患者对美的要求，给患者美的精神享受。

二、美的基本形态

美的基本形态大致可分为自然美、社会美、艺术美。自然美与社会美合称为现实美。

(一)自然美

自然美(指未加工的或已加工的)是自然事物的美，如山水花鸟的美，它们的属性包括：形态、颜色、质感、线条等。例如雄伟的泰山、险峻的华山、奇特的黄山、秀丽的峨嵋、幽深的青城无不引人入胜，令人神往。它们的自然特征使人产生美感。苏轼赞美西湖："水光潋滟晴方好，山色空濛雨亦奇；欲把西湖比西子，浓妆淡抹总相宜。"自然美离不开自然本身的性质，也离不开自然事物审美的外在形式，如色彩、线条……自然美更离不开它的主体人，离开了人，也无所谓美不美。

(二)社会美

社会美是指社会生活中的社会事物的美，是人的创造性和社会实践的产物。它包含了社会产品之美、社会风尚和道德之美、生活居住环境之美、人体服饰之美。在现实生活中自然美和社会美常常交织在一起。譬如公园中的亭、台、楼、阁属于社会美，而花、草、树、木虽经栽培，仍属自然美。社会美重在内容，这表明人物形象的美十分注重内在品质、精神、灵感的美，当然也要兼顾外在形式的美，从而达到内容与形式的统一。

(三)艺术美

艺术美是艺术作品的美。艺术美来源于客观现实生活，是艺术家创造性劳动的产物，比生活更集中、更强烈、更典型、更理想。艺术美可以高于现实美。艺术家可以按照"美的规律"进行艺术创造。

艺术家在生活中积累大量的感性材料，进行创造性想像活动，形成记忆中的表象。"表象"是认识的范畴，已经是对生活形象的初步概括，不等于生活原型。在艺术形象中浸透了艺术家的激情。这说明现实生活孕育了艺术家的激情，推动了艺术家的想像力并促进艺术家的技巧的发挥。

一件好的艺术品必须体现高度概括、高度技巧，给欣赏者以鼓舞和愉悦，发挥出积极进步的社会效能。

三、美　　感

美感(sense of beauty)是人们在接触到美的事物时，所引起的一种感动，是一种赏心悦目的心理状态，是对美的认识欣赏和评价。

美感有两种含义，审美意识(aesthetic experience)是广义的美感。美感是客观存在的，是审美对象在人们头脑中能动的反映。审美意识包括审美意识活动的各个方面和各种表现形式，如审美能力、审美趣味、审美观、审美理想、审美感受等。

审美感受是狭义的美感，是在人们欣赏和创作活动中的一种特殊心理现象，它是构成审美意识的核心部分。审美意识是社会存在的反映，是一种社会意识，通过影响人的精神世界，促使人们改造客观世界。

(一)美感的根源

美感是在社会实践基础上产生和发展起来的，美感的产生、发展来源于人类的社会实践。客观对象的美，只有通过人们的感觉器官才能被反映和认识。故美感是对美的对象的认识，它是认识和情感的结合，并有其社会根源。总之，美感是情感与认识，感情与理性的统一。

(二)美感的反映形式

1. *感性和理性*　美感是以感性认识为基础，通过对事物外感性状、色彩、线条和声调等来认识事物的。人的审美器官主要是视觉与听觉，此外

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

还需要有理性认识和思维活动。这说明在欣赏美时，还应进行推敲、品味等的思维活动，以深刻认识美的内在本质、内容和意义。

2. 情感体验　情感体验是对客观事物的反映形式，也是一种心理反应。情感反应不仅反映客观事物本身，而且反映客观事物与人的关系。当客观事物与人的主观态度相符合，则产生积极的情感体验。在美感活动中，人的理智、认识、意志和情感是处于和谐统一状态的。正是这种和谐统一，在审美中才会感到身心舒畅和喜悦。

美感中的想像作用，是理性认识和情感体验的和谐统一，想像是一种特殊的心理功能，人不仅能感知直接作用于主体的事物，而且还能在头脑中创造出新的形象，这种创造新形象的能力即称为想像。故想像是认识，是思维活动。

美感不仅能给人以赏心悦目，心旷神怡的喜悦，而且能在喜悦中提高人的思想境界，丰富人的思想感情道德品质，使人受到潜移默化的教育，激发起改造环境的积极热情和无限的创造力。

四、形　式　美

形式美是指物体的自然形态，如色彩、声音、形体、线条等与人发生关系，转化为形式美的因素。人对美的感受是直接由形式引起的，人们接触到这些形式引起了美感。

(一)形式的特点

1. 色彩　色彩是人辨认世界的重要依据。不同色彩给人以不同感受。色彩具有强烈的表情性。例如红色温暖、热烈；青色寒冷；黄色轻；紫色重。色彩可使人联想，如蓝色可想到天空、海洋；红色想到烈火、鲜血；黄色想到麦浪、菜花；绿色想到草原、森林；白色是洁白，使人想到白衣天使。

2. 线条和形体　任何美的事物都有形体，形体以线条为基础，是由各种不同的线条构成的。如直线表示刚劲挺拔，横线表示开阔；曲线表示优美、柔和，给人以运动感。形体的不同给人以不同感受和联想，如圆形柔和，方形刚劲，立三角形有安全感，倒三角形有倾危感。文化素养的不同，生活条件的差异等，使不同的人对同样的形式会产生不同的感受和联想。

(二)形式美的规律

1. 对称均衡　“对称”指以一条线为中轴，左右两侧或上下两部均等。如人的眼、耳、鼻孔、牙齿，以及手足等都是对称的。“对称”给人以稳定感、庄严感。如故宫三大殿、北京四合院等是左右对称的。均衡是指中轴两侧的形体不必相同，而量大体相当。在雕塑、盆景、建筑中，均衡形式很重要。

2. 单纯齐一　又称为整齐一律。是最简单的形式美法则。“单纯”是指因素中见不到明显差异，如单一色彩，单一形体。单纯能给人明净纯洁的享受。如蔚蓝的天空。“齐一”也叫反复，是同一形式连续出现，呈现出整齐的美，如整齐的秧苗。

3. 调和对比　调和与对比反映了矛盾的两种状态。“调和”是差异趋向于“一致”。调和是把两个相近的东西并列，如色彩中的红与橙、橙与黄、黄与绿、蓝与青、青与紫、紫与红都是邻近的调和色。同一颜色的深浅、浓淡也属于调和。调和使人感到协调。

“对比”是指在差异中的倾向与“对立”。对比是把两种不同的东西放在一起，使人感到鲜明、醒目、振奋、活跃。如万绿丛中一点红。两色相互烘托，使红色显得更红，绿色显得更绿。

4. 比例　比例是指一件事物的整体与局部，以及局部与局部之间的协调关系。比例失调则产生畸形。

正常人的身体结构是有比例关系的，画家们认为人的身高与头长的比例为7∶1。人的年龄不同，体型也有所不同。

最能引起人美感的是“黄金分割律”又称黄金比。黄金比的公式是：$a:b=b:(a+b)$，即一个物体分成两部分时，其大与小，或长与宽之比等于大小(长宽)之和与大(长)者之比时，最能引起人们的美感。这个比例的值约为2∶3、3∶5或5∶8的比值。在日常生活中正方形的物体比较呆板，而长方形，尤其是符合0.618比例的长方形，最容易引起人的美感。例如国旗、书本、邮票、门窗、照片、电视屏幕、信纸信封等均设计成长方形。教师、主持节目者站在讲台、舞台的“黄金点”上，看上去和谐、得体。我国数学家华罗庚倡导的“优选法”，大大减少了科研的实验次数，其基本依据就是黄金分割律。

5. 节奏韵律　节奏是指运动过程中有秩序

的连续。时间和强弱是构成节奏的两大因素。把运动过程中强弱变化有规律地组合起来，加以反复便形成节奏。如音乐中交替出现有规律的强弱、长短的现象。自然界中也同样存在节奏，如寒来暑往，暑往寒来是时令上的节奏。

韵律表现为运动形式的变化，可是渐进的、回旋的、均匀对称的。如以石投河，水中出现一圈圈由中心泛开的波纹，这种有规律的周期性变化，具有一定的韵律感。

6. 多样统一　多样统一又称和谐。多样是指各种事物的个性有千差万别。统一是指各事物的共性或整体联系。多样统一体现了生活、自然界中对立统一的规律。既要求多样，又要求统一。例如一个交响队合唱团，既有男演员，又有女演员，穿着统一而规格不同的服装，高音、低音及各种乐器发出的声音，按照一定的旋律和节奏，构成美妙、和谐的音乐。宇宙的美就在于它的多样统一，美的表现就在于不同部分的结合和整体的多样化。人们运用各种形式美的法则可以在生活、工作中创造出美的事物，引起人们的美感。

第二节　口腔修复美学的医学基础

关于人的“健康”概念，我国 1979 出版的辞海给出解释是：健康是指人体各器官系统发育良好，功能正常、体质健壮、精力充沛，有良好劳动效能的状态。世界卫生组织 1948 的宪章中指出：健康是躯体上、心理上和社会适应上的一种完满状态，而不是没有疾病和衰弱现象。

过去的生物医学模式，仅是维护人类的生存需要，治病救命，这是个基本目标。新的宏观医学模式是生理-心理-社会模式，必须满足人的生理、心理和社会各方面的需求，就是增强人的健美素质，提高生命质量。要求达到人自身的和谐，人际关系的和谐、人与自然环境及社会物质的和谐。医学美学规定了医学审美应把维护和改善人体健康作为理想目标追求，推进和提高上述三方面的和谐是整个人类的根本目的，也是医学的根本目的。

口腔修复美学医学基础包括生理学、解剖学、心理学等方面。

一、生　理　学

人的生命活动与机体各系统、各器官的活动有密切关系。只有当各系统、各器官的生理功能是健全的、健康的，而且能相互配合时，才谈得上医学美学的问题。

神经系统在人的生命活动中起主导作用。人体各器官、各系统，包括口腔颌面部的咀嚼、吞咽、表情、语言功能等均受神经系统的控制和调节。如面神经受损伤，产生面神经麻痹症时，面部将产生一系列的异常体征：眼睑不能闭合、额纹消失、鼻唇沟变浅、口角偏斜、流口水等，因而失去了面容美。

正常人血液中带有定量的氧合血红蛋白，因此人的脸色略带红润，给人以充满活力的美感。贫血患者，血液中氧合血红蛋白含量减少，面色变得苍白，失去了美感。

此外内分泌系统的功能与人体健美关系更密切。脑垂体分泌生长激素，刺激人体的生长，甲状腺分泌甲状腺素维护新陈代谢，促进生长发育，调节体温。当甲状腺功能亢进时，基础代谢率增高，出现消瘦、疲乏、多汗、眼球突出等症状。而甲状腺功能减退时，易引起新生儿呆小症，成人则出现黏液性水肿，皮肤苍白、粗糙，嘴唇变厚、大舌头，表情淡漠等。以上这些症状，均影响人体美。

二、解　剖　学

健美的体形首先决定于强健的骨骼。骨骼发育正常，各部分的形态和比例才能均衡。骨骼发育情况决定了一个人的身高和外形，骨骼发育有畸形或缺陷的人，难以达到健美的标准。

肌肉是维护人体丰满、健壮的主要条件。肌肉的运动是完成各种动作、姿态的力量源泉。若肌肉萎缩或发育不均衡，就很难有矫健的步伐，优美的动作。

(一)体形的解剖特征

1. 体形匀称　关于人的体形，最易使人们关注的是身高与体重的比例关系。除身高与体重的关系外，还应考虑骨骼和肌肉的发达程度和脂肪堆积的多少，尤其是皮下脂肪堆积的多少。一般

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

认为身高与体重的理想比例可用公式计算表示，即理想体重＝[（身高－150）×0.6＋50]kg。这个公式是衡量一个人的体形是否匀称的标准。

2. *比例均衡* 达·芬奇研究发现标准人体的比例中，头部长度是身高的1/8，肩宽是身高的1/4，两臂平行时的长度等于身长，两腋下的宽度与髋部宽度相等，大腿正面宽与脸宽相等。他认为符合这些比例的体形是美的体形。

有人测量了维纳斯雕像，发现头顶到咽喉与咽喉到肚脐，肚脐到膝盖，膝盖到脚底，头顶到肚脐与肚脐到脚底的长度都符合黄金分割律。这些均与人的本身的形体结构有关系。

3. *左右对称* 人的骨骼是左右对称的，这就决定了人的形态也是对称的，如胸廓以胸骨为中线，背部以脊柱为中线，四肢是左右对称。对称是人体美的重要因素。

（二）面颌部的解剖特征

1. *口腔修复美学的目的* 是研究和制作精美修复体，以恢复人体颌面部口腔、牙齿等组织的完整性和生理功能。因此修复医务工作者即医师与技术员应掌握颌面部、口腔、牙、𬌗的解剖特征，以及美学的基本原理和知识，才能设计和制作出符合人体生理要求，符合美学的修复体。

2. *面颌部的特征* 面部有一定比例，面部长度分为三个等份。即发际到眉间、眉间到鼻底、鼻底到颏底是相等的。此外，头顶到眼外眦等于眼外眦到颏底，即眼睛位于头部高度的1/2处。人面部的宽度也是有一定比例的，外耳道到眼外眦，等于两眼的内眦距，并等于同一眼的外眦到内眦的距离。

面部的中线即人面部正中矢状平面，也即两眼内眦连线的中点至上唇唇珠的连线。侧面观，耳屏至眼外眦距离等于眼外眦至口角的距离。而且鼻的长度与耳的长度大致相等，口的宽度约等于两瞳孔之间的距离。

面部除了眼、鼻、口、耳等器官之外，还有唇这个很重要的器官。唇的外形是两个瓣状结构。上界为鼻底，下界为颏唇沟，两侧与面颊部相连。分为白唇及红唇。人中切迹下方的红唇部有唇珠。口唇是生命的门户。丰满圆润、樱桃色的口唇给人以年轻、充满活力的印象，干燥布满皱纹的口唇是老化、青春已逝的标志。由于唇及口具有饮食、吞咽、语言、表情的多种功能，故唇是面部活动范围最大的器官。

总之，面部形态是个不规则的多面体，由骨骼、肌肉、皮肤构成了人体特征的面容。其中鼻、唇、颏部的形态特征及其相互关系，在面颌部的美学中起着重要作用。因颅、面、颌骨的生长发育不同，形态各异，面形归纳起来，基本分为方形、圆型、椭圆型和尖型。

3. *颌骨、牙弓的特征*

（1）颌骨特征：颌骨分为上颌骨、下颌骨。上颌骨位于颜面中部，左右各一，相互对称，与周围骨相连，形成眼眶底，口腔顶、鼻腔底及侧壁等，与口腔行使咀嚼功能密切相关，在承受咀嚼压力的部位，骨质特别增厚，形成三个支柱，上达颅骨，下至上颌骨牙槽突。三个支柱，分别为尖牙支柱、颧突支柱、翼突支柱，通过支柱将咀嚼压力传至颅底。上颌骨的牙槽窝的唇、颊侧骨板均较腭侧骨板薄，而上颌第一磨牙颊侧的骨板因有颧骨而增厚。

下颌骨是颌面部惟一能运动的骨骼。分为垂直部与水平部，垂直部为下颌支，水平部为下颌体，下颌体呈弓形，具有内外两面、牙槽突及下缘。下颌骨牙槽突与上颌骨相似，下颌牙槽窝均较上颌牙槽窝小，牙槽突的内、外骨板均由较厚的骨密质构成。

牙槽骨为全身骨骼系统中变化最显著的部分，这种变化与牙齿的发育、萌出，咀嚼功能和牙齿的移动，恒牙脱落均有密切关系。因此颌骨可因先天、遗传、后天等因素，使其形态、发育受到严重影响，出现颌骨畸形，上下颌骨不对称、不协调不仅影响患者的咀嚼功能，而且影响面容美观。

（2）牙弓特征：口腔内所有的牙齿的牙根生长在上下颌骨牙槽窝内，牙齿的牙冠彼此相接，排列有序，近似抛物线的弓形，称为上、下牙列。牙列的形态似弓形，故又称牙弓。牙弓的外形比较整齐规则，与人的颜面外形相协调者，外观显得自然美观。牙弓因颜面外形的不同，也分为方形牙弓、圆形牙弓和尖圆形牙弓。不论是哪种牙弓类型的面容，只要牙弓与之协调，必将体现出自然美。但当二者明显不协调时，如面形为尖型，牙弓为方形时，则牙齿过多显露，影响美观；若牙弓过小，则唇颊松弛，面容显得苍老，也影响美观。

当牙列整齐规范，表明牙列中的每个牙齿都处于最佳位置，不仅牙列整齐，同时衬托出面颊口唇丰满、发音自然，外形美观，上下牙齿咬合接触关系紧密，咀嚼功能好。牙列内的牙与牙紧密连接，互相支持，使全上、下牙列形成一个整体，在咀嚼运动中保持稳定，并分散𬌗力，有利于咀嚼效能的发挥，还可防止食物嵌塞对牙周组织的创伤。弓形的牙列是唇、颊、颌面丰满度强有力的支柱。此外牙列紧贴唇、颊侧，使口腔上部有明显的空间，为舌体的活动提供条件，以利食物的运转及吞咽、发音功能的发挥。

若个别牙或少数牙位置异常，出现移位、错位、扭转、高位或低位；牙列不整齐，咬合接触不良，咀嚼功能差，发音不清晰，则面容显得不协调、不美观。

4. *牙齿的特征*

(1)牙齿的形态特征：恒牙有 28～32 个，分为中切牙、侧切牙、尖牙，第一、二前磨牙（即双尖牙），第一、二、三磨牙。各恒牙名称不同，形态及功能各异。每个牙在牙列中排列的位置不同。左右同多牙形态、大小相似，但上下同名牙形态存在差异。口腔修复医师和技术员应熟记每颗牙齿的解剖特征。

切牙有形似刀刃的切嵴，利于切割食物，尖牙牙冠的顶端有牙尖，用于撕裂食物；前磨牙、磨牙为大小不一的立方体或长方体，有 2～5 个牙尖，以及沟窝、边缘嵴共同组成𬌗面，可捣碎和磨细食物。各牙在唇颊、舌腭面均有突度，利于食物排溢，以保护牙龈组织。而各牙的形态结构均与其功能巧妙的相适应，并产生了形态美。

牙齿从外面到内面，由牙釉质、牙本质、牙骨质和牙髓构成，牙釉质是人体中最硬的组织，是高度钙化的组织，并透明呈浅黄或乳白色，有光泽，呈现出一种自然美。由于牙釉质的硬度高，对行使咀嚼功能产生的磨损有较大的抵抗能力。牙尖部的釉质最厚，向牙颈部逐渐变薄。切牙切缘处牙釉质厚约 2mm，磨牙的牙尖釉质厚约 2.5mm。

鉴别上下左右的牙齿很重要，各牙齿有共性，但有其各自的特殊性。如切牙、尖牙、前磨牙、磨牙等近中边均长于远中边，上磨牙为斜方形，下磨牙为长方形，又称为“梯形”。

(2)牙齿的色泽特征：人们的天然牙一生中只有两副，即乳牙与恒牙。乳牙色白、牙冠短小。恒牙的色泽存在着性别、年龄、牙位，以及所在部位不同的差异。如中切牙、侧切牙的明度高于尖牙；年轻者明度高，而年龄大者，饱和度大，牙齿为黄褐色。

三、心 理 学

(一)医学心理学

心理学最早认为是阐释心灵的学问，具有哲学的意义。到 19 世纪末，科学心理学开始萌芽，认为“心理学是研究心理活动的科学”。长期以来，心理学在内容上只是涉及人类精神或心理方面的问题。至 20 世纪 20 年代到 60 年代，心理学的定义改变为“心理学是研究行为的科学”。行为(behavior)所指的是由观察所见的人类或动物的外显活动。20 世纪 70 年代又改变为“心理学是对行为与心理历程的科学研究”。总之心理学是研究人性的科学，学习心理学可以使人们了解人性、领悟人生。

医学心理学是医学与心理学相结合的一门新学科。医学是研究人体健康和疾病及其相互转化规律的，它的对象是一个有机体，人的机体，不仅是有血肉、有生命、有大脑、有完整生理活动的动物，而且还有意识、有思想、有情感、有各种心理活动的动物。所以人的心理活动也同其生理活动一样必然会反映在健康和疾病的问题上。医学心理学则是研究人体健康和疾病及其相互转化中心理因素的作用规律，即研究医学领域中的心理学问题。

随着科学技术和医学的发展，社会的进步，威胁人们健康的不再是各种传染病，死因位于前 4 位的是心血管病、脑血管病、恶性肿瘤和意外事故。而这些疾病均与人的心理紧张、个性特征、饮食无节制、吸烟、酗酒、环境污染、交通事故等心理因素、社会因素密切有关，归总起来均涉及机体与环境的关系，生理与心理的关系。

医生所服务的对象是一个包括身体和心理的完整的个体，心身两个方面是不能分割的。当刺激不论来自内部环境还是外部环境，人总是以一个心身的整体来反应的，即有生理的反应，也有心理的反应，人的疾病总是表现心身两方面的症状。医生决不能只注意身体的方面，而偏废心理方面。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

在分析病因的时候，医生要考虑患者是生活在特定的社会环境中的，患者有着多层次的人际关系网，从夫妇子女构成的核心家庭关系到家人、亲人再扩大到同事、邻居、集体等，一个人生活在错综复杂的人际关系中，各方面的信息都能对其心身健康产生影响。除了解患者的人际关系、社会背景之外，还应了解患者内心深处的心理状态如何。一个社会化的人，对待外界刺激的侵袭，过量的细菌、病毒、巨大的精神创伤，能否抵御得住，是否会影响健康或引发疾病，不仅取决于外界刺激的量，还要取决于其心理状态。也就是说外界刺激必须通过心理状态才起作用。

人的认识水平决定人对于精神刺激的心理状态。当机体内部环境受到外界致病因素的侵袭时，心理状态有时起着更为重要的作用。由此可见人体内部环境的稳定程度更多地决定于人的心理（精神）状态。医学心理学对每个医师都是非常重要的，每个医师必须认真学习，并在每日的医疗工作中加以应用和实践。

（二）口腔医学心理学

口腔医学心理学是以心理学、医学心理学为基础。涉及心理学理论，如动机、需要、人格，还涉及社会心理学等。对于口腔医学领域的患者，他们均具有独立的人格心理特征和社会属性，他们对美学、美观的要求各不相同，其心理变化对口腔的疾病诊疗修复设计均有密切关系。人格心理特征包括能力、气质和性格三方面。这三方面的独特结合，构成了千差万别的人格。口腔医学心理学研究的内容如下：

1. 研究口腔医学的美观问题对患者人格产生的影响，分析在口腔治疗过程中患者的心理状态。

2. 研究患者由于口腔、牙、𬌗、面部的疾病、缺陷产生的心理障碍和心理特征。

3. 研究不同民族、种族，不同文化背景人群审美的心理特征。

4. 研究口腔医学工作者的审美问题。医务人员的职责是救死扶伤、防病治病，为人民健康服务。医务人员必须在言谈、举止方面提高自身素质，成为患者可信任的人。口腔医务工作者塑造的是人体面颌部、牙齿、口腔等重要器官，对美的要求更高。口腔医务人员应有较高的美学修养，对美学知识和原则有一定研究及掌握，才能制作出精美的修复体，满足患者对审美的要求。

（三）医患心理学

生老病死是自然规律，任何个体任何时候都可能成为患者。患者有权受到尊重，不因人种、性别、年龄、疾病类型、支付医疗费用的方式不同而有差别。这些是在 1980 年召开全美患者权利会议上的规定，表明医疗护理以医生和医院为中心，改变为以具有人的尊严的患者为中心，进入了“医患共同医疗”的时代。

1. *患者的心理需要* 患者生病后，应尽可能及时就医，遵从医嘱，遵守医院的各种规定和制度，在医疗过程中与医务人员全面合作，病愈后及时出院。患者的需要是多种多样的，合理的营养，舒适的环境，精湛的医疗技术，具高尚医德的医师，细致的护理人员。这些都容易受到大家重视，而患者心理需要往往被忽视。

（1）需要安全感：医院的环境、气味等使初来的人感到陌生，担心挂不上号，病历传错，交叉感染，X 线辐射，腰穿或取血化验会“破体”，药物副作用等等，更重要的是担心疾病能否治愈，以上这些担心对于急诊及住院危重患者就更加明显。凡上述种种情况，须要医护人员妥善处理，耐心细致地解释和指导。对治疗方案、检查或手术、饮食变化，都应给患者解释清楚，做好心理咨询，以消除顾虑，使患者有安全感。口腔医师应将治疗方案、修复设计、手术等如实告知患者，取得患者同意才能实施。

（2）需要重视和尊重：患者有时会透露自己的身份，从而引起对他的重视；也有人通过与医务人员取得良好关系，使之获得破格的待遇，一般的患者常常希望得到一视同仁的关照。患者的自尊心若受到伤害，则会影响其对治疗的信心，对医护人员产生不信任感。特别是在患病之后，患者的自尊心会增强，医务人员稍有不当，患者会感到人格受辱，导致情绪波动。一个人的心理状态和情绪对疾病的关系影响是很大的。

当医患关系融洽，患者会感到温暖，对治疗充满信心，主动配合医务人员。这种积极的心理状态对治疗和康复有很大的益处。

（3）稳定情绪：情绪波动和情绪低沉往往会影响病程和疗效。患者必须摆脱情绪的困扰，帮助患者多想现实的事情，不去想那些已经失去、无法

做到的事情，以免自寻烦恼。此外，患者还应多与社会接触，多与亲友、同事沟通。

2. 医院诊所与医务人员　医院是为患者诊治疾病的场所，医务人员是在医院进行工作的具体人员，对患者的心理有直接的影响。

（1）医院诊所：医院或医疗诊所是患者候诊、治疗的场所，应位于交通方便的地方，便于患者来院或到诊所就医。医院和诊所内部设备应合理、整洁、宽敞、明亮、安全、舒适。其周围颜色以冷色为主，如白色、浅黄、浅绿、浅灰较为适宜。医院和诊所的光线应明亮，大多数无法采用自然光，则可选用白色光源，多用吸顶灯。

诊所应保持安静、窗户处于关闭状态，要保证诊所空气新鲜流通，最好采用有温度控制和回流抽风的中央空调。

诊所医院应有浓厚的医疗服务专业氛围，候诊室与治疗室应分开，医疗器械、用品、材料应该放入固定位置，不应放在桌面上。诊所应设置足够的电源插座，不要利用拖线板到处拉接电源，这样不仅不美观，而且不安全。

医院和诊所的设置还应注意避免交叉感染，诊所内最好选用光电感应式水龙头开关，避免用手直接接触开关。医院诊所的环境对患者的心理会产生很大的影响，故医院诊所的环境在设置时应多为患者考虑。

（2）医务人员：医院诊所的工作除管理人员之外，具体进行医疗诊治工作的是医务人员，具体说就是医师、护士、各项检测人员。医务人员的职责是救死扶伤，防病治病，为广大人民的健康服务的。因此，医务人员的言谈、行为、诊断、治疗都会对患者产生影响。医务人员应有较高的素质，获得患者的信任，才能取得良好的治疗效果。

首先，医务人员具有良好的医德和高度的责任感，并有自我牺牲精神。具体地说，就是医务人员在防病和治病的过程中，应对待患者认真负责，同情体贴患者的病痛，检查仔细，诊断明确，治疗恰当，对重危患者抢救应竭尽全力、精心护理等，使患者建立信心，帮助患者恢复健康。

此外，医务人员要能解决患者的疾苦，必须具有渊博的基础知识和专业知识，还应具有精湛的医疗技术，做到理论与实践结合。这是解决患者病痛的关键，两者缺一不可。而且在日常医疗工作中要不断地学习提高自己，应边工作、边思考、边学习，善于利用各种医疗实践机会，善于总结，才能不断提高实际工作能力。

其次是医务人员的言谈、行为、仪表、风度也对患者的心灵、精神有较大影响。语言是指医务人员在工作中，对患者应用礼貌性、安慰性、解释性和医疗保护性语言。行为指医务人员在诊治过程中动作轻柔、举止庄重、任劳任怨、舍己为人的行为。仪表是指医务人员穿着整洁、合体，装束朴素大方。

一个具有人道主义精神和自我牺牲精神的医务人员才能对患者对人民的健康高度负责，对本职工作无比热爱，才能自觉的做到上述要求。以上这些内容就是医务人员的心灵美和外在美，这对患者的心理有非常大的影响，每个医务人员应努力做到。

第三节　牙体缺损固定修复美学

牙体缺损是指牙体硬组织不同程度的损坏或异常，表现为牙体形态、牙合关系、邻接关系的破坏。牙体缺损后影响患者的咀嚼功能和发音功能，并影响面容的美观。

牙体缺损后可采用各种治疗手段将缺损或畸形加以恢复。因此，修复治疗的目的主要是：

1. 恢复缺损牙正常的牙体解剖形态，完善的生理功能，恢复其与天然牙相类似的牙齿色泽。

2. 恢复缺损牙的咀嚼和发音功能。

3. 防止牙体组织继续破坏，如龋病，不及时治疗或治疗不彻底，龋齿会扩大或产生继发龋，使牙体组织产生更大的缺损和破坏。

牙体缺损的修复治疗必须遵循生物力学和美学的原则；修复体应有良好的固位力，并能承受咀嚼压力，否则易使修复失败。此外修复后，牙体应具有良好的功能，能进行咀嚼发音等功能。因此，一个理想的修复体不仅应具备良好的功能，而且固位好，稳定，还能呈现出人类天然牙的形态美、色彩美，与邻牙之间的协调对称美。

每个人口腔中的牙齿形态各异，色泽不同，患

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

者的性别、年龄、面貌的不同，口腔医师应根据每个患者不同的情况，进行美学修复。这就要求每个口腔医师和修复体的制作者熟练地掌握口腔解剖生理学的知识，特别是牙体解剖的知识，并具有精湛的临床操作技能，才能设计和制作出高质量的精美的修复体。

牙体缺损的修复方法有充填法和修复方法。充填法为了美观一般选用复合树脂或玻璃离子粘结剂进行修复，因该材料虽能满足美观要求，但耐磨性及硬度差，后牙缺损仍宜选用汞合金进行修复。美学修复体修复方法主要采用嵌体和冠进行修复，现叙述如下。

一、嵌　　体

嵌体是嵌入牙体硬组织内的修复体，其方法首先在口腔内将龋坏的牙质去除尽，修整成一定的嵌体窝洞，洞壁无倒凹，然后将制备牙连同窝洞取印模，制作成工作模型，在模型上完成嵌体蜡型，再通过铸造工艺或特殊技术制作而成嵌体。缺损的牙体可采用此法在口外先完成嵌体修复体，然后再粘结于口内制备体的窝洞内。

嵌体修复适用于牙体组织缺损少，余留牙体组织多的情况。

（一）金属嵌体

金属较硬，具有一定的延展性，最早应用的是金合金嵌体，修复效果好，可以长期在口内使用，不变色，不腐蚀，具有良好的咀嚼功能。近年来因黄金价格昂贵，临床改用银合金或钴铬合金制作嵌体。

从美学观点出发，要求金属嵌体应有与同名牙相似的解剖外形，轴面突度应适宜，可给牙龈以生理性刺激；表面应高度抛光，有一定的明亮的光洁度；邻接关系良好；边缘不压迫或刺激牙龈组织，边缘不应伸入龈沟内，更不应破坏龈沟内上皮，否则易造成牙周炎症。制作精美、质量优、适合性好，解剖外形精致的金属嵌体除颜色与牙色不协调外，也具有形态美。

金属嵌体应将缺损的牙体组织完全恢复，殆面与对颌牙有正常的前伸殆、侧向殆和正中殆的接触，而无殆干扰。这样嵌体修复后才能发挥其应有的生理功能。

金属嵌体的缺点：由于金属具有一定的色泽，如黄色、灰色，与天然牙的颜色不协调，影响美观。此外若采用贱金属，则还可能长期在口腔内被唾液腐蚀变色，不仅影响美观，而且游离的金属离子还可能影响口腔牙周组织的健康，破坏口腔的微生态平衡。

（二）瓷嵌体

1. *铸造瓷嵌体*　铸造瓷嵌体其制作方法有两种，一种是以 Plat 铸造陶瓷为代表，在高熔炉内将瓷嵌体铸造完成后，再进行晶化热处理，然后修整嵌体粘结。另一种是经热压铸瓷完成瓷嵌体，将 IPS-Empress Ⅱ 陶瓷材料先制作成嵌体蜡型，然后包埋在 Empress，EP500 热压炉上完成铸造，制作出瓷嵌体。瓷嵌体完成后进行打磨抛光，但应先调殆，建立平衡殆。这种嵌体不需要再晶化，故制作手续较简便，但该设备价格昂贵。

四川大学华西医学院赵云凤等曾用 Plat 铸造陶瓷制作殆面嵌体、邻殆嵌体，效果良好。中山医科大学覃峰等曾用 IPS Empress Ⅱ 陶瓷材料及设备制作高嵌体 41 件，并追踪观察 6 个月、12 个月，结果显示，咀嚼功能和美学效果均良好。

2. *CAD/CAM 瓷嵌体*　这种瓷嵌体的制作方法是采用计算设计和数控机床研磨切割制作而成。可使用 Cerec Ⅱ 型机制作。制作时，首先制备牙体窝洞，然后用计算机探头采集印模，在视屏上修整制备体图形，设计嵌体外形，达到要求后，通过计算机进行自动切割完成嵌体。经调整外形、调殆，最后除光粘结于制备体上。

此种嵌体的优点是：与牙色协调一致、美观、制作时间短，可在 8min 左右完成，快速、准确、适合性好，减少患者的就诊次数，可一次就诊完成；缩短患者在治疗椅上诊治的时间。

由于陶瓷具有一定的脆性，制备体和瓷嵌体外形设计应结合瓷的特性，防止尖角、锐边出现，否则易产生应力集中，造成瓷裂，并应选用粘结性强的粘结剂进行瓷嵌体粘结。

二、瓷　贴　面

为了对变色和缺损的前牙进行美观的修复，国内于 20 世纪 90 年代开展了陶瓷贴面修复体的研究及应用。瓷贴面修复体是覆盖在上、下前牙唇面的修复体。

(一)适应证

1. 前牙牙体表浅的缺损修复。

2. 前牙为氟斑牙、四环素牙、釉质发育不全的牙、畸形牙等修复。

(二)优、缺点

1. 优点

(1)修复体颜色与天然牙协调一致,美观自然。

(2)磨除牙体组织少。

2. 缺点

(1)粘结剂选择不当,或粘结技术出现问题,瓷贴面易脱落。

(2)粘结后,当未建立平衡𬌗行使咀嚼功能时,因𬌗力的作用使瓷贴面脱落。

(三)制作方法

1. 烧烤法　在口腔内瓷贴面制备体完成后,取印模制成耐高温模型,在模型的唇面制备体上塑瓷,其方法类似金瓷冠塑瓷法,并根据口腔内的比色情况选色配色,使完成的瓷贴面达到美观要求,然后进行烧结、打磨、上瓷,其步骤同金瓷冠。

最后在患者口内制备体上调整、试𬌗,达到满意后上釉,粘结完成。

2. CAD/CAM 瓷贴面　CAD/CAM 瓷贴面的制作方法步骤和要求,基本上与 CAD/CAM 瓷嵌体相似,此处不再赘述。

作为瓷贴面修复体主要应用于前牙修复,对美学要求更高、更严格,瓷贴面的唇面形态、唇面突度、邻接关系,应与同名牙相似,与邻牙对称协调,体现出外形美。其颜色应分龈色、冠中部色、切缘色,呈现出不同部位不同颜色,有层次感,有透明度,达到天然牙自然美的色泽,这才能满足患者、医师对审美的要求。

三、全　　冠

牙体缺损或畸形的全冠美学修复与嵌体、贴面修复有所不同,前者尚存留部分或大部牙体组织,容易进行形态恢复,修复后修复体可获得满意的外形美。而全冠修复的冠是覆盖着整个牙冠表面的人工修复体,冠的形态应体现出人体的个性美,每个人的年龄、性别和气质不同,因此其牙齿的形态和颜色也有差异,故冠的修复应反映出患者牙齿的个性特征,而不是千篇一律的呆板模式。人的牙齿在形态和颜色上具有基本的特征。

(1)牙齿的形态:前牙的形态大体上与倒置的面型相似。随着年龄的增长牙齿发生变化,这种变化主要在前牙的切缘和颈缘,如出现切缘的磨损变短,颈缘牙龈退缩。此外性别与前牙形态也有一定关系,女性的前牙外形圆润,轮廓柔和,唇面丰隆;男性前牙具有强有力的隆线,唇面平而坚实。

(2)牙齿的颜色:随着年龄的变化,牙齿的颜色也在发生改变,年轻人牙齿较明亮;中年人则明亮度减低,饱和度变大;老年人颜色较深红。性别的不同牙齿颜色也有区别,女性牙齿的明亮度高于男性,饱和度低于男性。

在口腔固定美学修复中,应体现出不同患者不同牙齿的形态和颜色的特征,使人工修复体具有形态美、色泽美、对称协调美。

(一)金属全冠

金属全冠在临床上已应用许多年,能很好地恢复咀嚼功能。目前有些情况下后牙仍在采用金属全冠进行修复。修复材料从金合金、银合金、钴铬合金、镍铬合金到钛合金。其颜色为黄色、银灰色,均不与天然牙色协调,但因金属硬度好,力学性质优,仍有其应用价值。

金属全冠的美学修复要求冠的解剖形态和咬合面的形态与患者的年龄、性别协调与同名牙及邻牙协调;具有一定的颊、舌侧突度,良好的邻面形态和接触关系,外表面打磨抛光的认真仔细,光洁亮丽,看上去是个精美的艺术品。这种修复体具有了牙科修复的形态美、艺术美。加上冠将牙体缺损修复后使基牙能产生与天然牙近似的咀嚼功能,这种修复体自然是理想的固定修复体。虽其颜色与牙色不协调,但用于后牙修复,对面容的美观影响较小。

(二)塑料全冠

塑料全冠主要是用塑料制成的全冠修复体。其制作方法可用热凝牙色塑料制作,也可用自凝塑料与牙面制作。塑料冠的最大优点是制作技术简单,颜色与天然牙相近,自然美观。在过去的修复中因经济条件受限,常用于畸形侧切牙、变色牙等的修复。目前,主要用于金瓷全冠修复时牙体制备后,用作保护基牙健康和美观的暂时修复体。

为了使塑料全冠具有满意的美观效果和一定

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

的功能应注意以下方面。

1. *牙体制备*　由于塑料硬度和耐磨性差，牙冠唇面和舌侧中部必须制备出足够的间隙，以保证塑料冠的唇侧、舌侧有足够的厚度，增加冠的坚固性和抗力，不致因咀嚼时发生破碎。

2. *建立近似天然牙的解剖形态*　为了获得塑料全冠形态美的效果，制作时选用成品人工牙或成品人工牙面，磨改后作为塑料冠的唇面，其余部分用蜡雕塑装盒等工序完成。也可用牙色自凝塑料完成，但应在口外模型上制作后，再在口内试戴调𬌗，以免单体刺激口腔组织。

前牙是人的“风景区”，说话、谈笑、表情，均会显露出来，前牙牙冠的长度、突度、颈曲线、切缘均应与同名牙协调一致，在牙弓上的曲度应和谐，应具有外展隙，显示出自然美。塑料冠完成后应高度抛光，显示其光洁度。严禁将前牙塑料全冠的颈部宽度制作成与切缘宽度相近的形态，这样就失去了前牙应有的解剖形态。

3. *塑料冠的颜色*　若修复体具有形态美，而颜色与邻牙不协调，患者是完全不能接受的，这说明修复体颜色的重要性。制作塑料冠选色时，应注意牙制备体的颜色，特别是做桩核塑料全冠修复时，其颜色将受影响变灰暗，需注意塑料冠应加厚，以减少透明度，必要时还可采用遮色粘结剂以满足塑料冠颜色的要求。

4. *冠颈缘的位置*　塑料冠的颈缘有一定厚度，建议颈部应从唇侧向舌侧磨成圆斜面，其位置与牙龈缘齐平，不伸入龈沟内，更不能破坏龈沟上皮，否则影响龈缘生态环境，产生龈缘炎或龈增生。同时塑料冠的颈缘部分应高度抛光成镜面，防止牙菌斑附着。

塑料全冠虽有不少优点，但也存在缺点，如硬度差，易磨损，在口内使用一段时间后变色发黄，牙面出现磨痕沟槽，很易附着食物碎屑产生牙菌斑，影响口腔卫生及生态平衡，更影响美观。

(三)金瓷冠(烤瓷冠)

金瓷冠是以金属作为底层，外面塑瓷烧结而成的全冠修复体。这种修复体兼有金属的强度和陶瓷的美观。金瓷冠已应用于临床多年，深受患者喜爱，为多数患者选用。

金瓷修复体应根据患者口腔牙体缺损情况及牙根、牙周情况进行修复设计，其制作技术要求严格，操作技术复杂，应按所用材料厂家要求，进行规范的制作。从美观和功能角度考虑，应注意以下方面。

1. *牙体制备*　金瓷冠由两种材料组成，特别是前牙的唇面、切缘、后牙的𬌗面和颊舌面，必须制备出足够的间隙，以容纳修复体，为瓷层和金属提供空间。颈缘制备成台肩斜面，宽约 0.8mm。

前牙的切缘应有约 2.0mm 间隙，以防止金属底层外露，唇面和后牙各面应制备出 1.5mm 间隙。以保证唇面有一定的瓷层厚度，满足颜色的需要。

2. *金属底层*　金属底层的厚度不应小于 0.3mm。过薄易在瓷层冷却收缩时产生变形，影响修复体的修复效果。底层过厚影响瓷层厚度，直接影响修复体的颜色，影响美观。

3. *瓷层的厚度*　瓷层厚度一般为 1.0～1.2mm，瓷层过薄将显露出底层的金属色，影响修复体的美观性。为了满足理想的修复体颜色要求，而使塑瓷过多，瓷层变厚，使金瓷冠的唇面或颊面过突，不仅有碍美观，而且患者感觉不适，同时冠的龈缘失去了正常的生理刺激和自洁作用，冠边缘堆积食物形成牙菌斑。

4. *塑瓷的形态*　因烤瓷材料收缩大，塑金瓷冠的唇面及各面的瓷时，塑的形态应较理想形态放大，瓷收缩后即可达到需要的形态。

5. *防止反复上瓷烧结*　临床上常因金瓷冠外形不理想，在临床试戴时不满意，反复加瓷修改。多次烧结易产生瓷裂，同时影响瓷层的透明度和色泽。

6. *防止金瓷冠颈缘灰线*　金瓷冠的颈缘应有一定的瓷层厚度，瓷应全部将金属遮盖，必要时可将瓷层稍向龈缘延伸，但不伸入龈沟底，这样既可防止颈部出现灰线，又可减少金属离子析出。

7. *最后完成修复体必须上釉*　当金瓷冠经临床试戴、修改外形、调𬌗之后，可自身上釉，达到理想的形态和颜色，表面光洁，与邻牙协调对称。

8. *防止瓷裂*　要防止瓷裂首先必须选用优质的金属及烤瓷材料，金瓷两材料性质应相互匹配。在金瓷冠制作过程中应认真仔细严格地按操作程序及要求进行。同时试戴全冠时，医师不能用猛力，应轻轻使金瓷冠在制备体上就位。并应在口腔中建立正中𬌗，非正中𬌗的平衡𬌗，以免应

力集中，造成瓷裂。

（四）全瓷冠

全瓷冠又称瓷全冠，这种冠主要是采用陶瓷制作而成，具有耐磨性，在口腔内不易被咀嚼切割磨损，而影响形态及功能。陶瓷结构与人牙齿组成结构相近似，生物相容性好，对口腔软硬组织无毒、无刺激。陶瓷本身为白色而且还可以配色，制作出与天然牙相似的色泽，修复体的颜色更自然美观。但陶瓷材料的缺点是具有脆性，易折裂破碎。目前正在研究采用高新技术，从陶瓷的组成、结构和制作工艺上克服其脆性的问题。

1. *渗透陶瓷全冠*　这种冠的制作方法是先用铝瓷烧结成底层冠，类似金瓷冠的金属底层，然后将底层用玻璃渗透提高其强度，需经1 500℃的高温烧完成。最后在瓷底层上塑饰面瓷，完成全瓷冠制作，其操作步骤较复杂。

为了获得功能好美观的修复体应注意以下问题：

（1）牙体制备：因瓷有脆性，增加冠各部分的厚度克服脆性以增强抗力。全瓷冠的牙体制备，唇面（颊面）、舌面（腭面）、殆面（切缘）应制备出 2.0mm 的间隙，邻面制备出 1.5mm 间隙，颈缘制备出 0.8mm 宽的圆角形台肩，使瓷冠边缘具有一定厚度。

（2）瓷冠无薄边锐角：瓷冠系在口外完成，在口内试戴修复体时，需要反复的摘戴和调殆修改，若有薄边锐角存在很易折断或折裂，故应加以注意。

（3）瓷冠的颜色：瓷冠最终的修复颜色，受瓷底冠颜色的影响，为获得较理想的修复体颜色，可以选择有关的玻璃料颜色进行渗透，也可选用适宜的饰瓷色进行修饰，使完成的全瓷冠具有理想的颜色，达到美观的要求。

2. *CAD/CAM 全瓷冠*　这种瓷冠是用 CAD/CAM 机加工完成的。其制作方法有两种：一种是 CAD/CAM 机加工先完成瓷底冠，然后再塑饰面瓷完成全冠，其注意事项基本同渗透陶瓷全冠，但机加工的瓷底冠各部分厚度均匀一致，无手工操作的误差。另一种是将选好颜色的陶瓷块，在 CAD/CAM 专用机上直接加工完成瓷全冠。为了获得理想的功能和美观的全瓷冠应对下列事项加以注意。

（1）避免人为的误差：计算机是由人操作的，因此在制作瓷冠的过程中难免出现人操作的误差。例如 CAD/CAM 加工之前，首先要用探头在口内制备体上采集印模，采模时要求探头与制备体保持一定的距离和一定的角度，才能采集到清晰的、完整的牙制备体图像，印模准确，图像精细，制作出的修复体质量高。因此人为因素很重要。

（2）修复体设计：瓷修复体的设计是由人机对话完成的，例如殆面的设计，有牙尖高度、斜度、殆面沟的位置、长度、起止点，与对颌牙的接触关系等，否则制作的冠与口内对颌牙会无接触，或者瓷冠就位后，与对颌牙有接触，殆面过高，还得磨除很多，增加了调磨时间，还影响修复效果。又如邻面触点也是通过设计的，设计的合适、瓷冠接触点会恰到好处，达到要求，否则触点无接触或接触过紧，触点过于接近殆面或过低，均会影响全瓷冠的修复效果及功能。

（3）选择成品瓷块的颜色：应按照临床医师对天然邻牙比色结果选择瓷块。若无理想颜色的成品瓷块，可选接近的，然后再配色染色处理。

（4）加工瓷块的选择：当设计完成后，计算机会自动显示，需加工瓷块的号码，一般应根据显示号码选择瓷块，不应选小于显示号码，或大于显示号码的瓷块，否则影响加工，造成加工失败，则前功尽弃，还须从头再来。

四、修复体颜色的选择

塑料修复体和陶瓷修复体（全瓷修复体），在制作修复体时均会涉及颜色选择的问题。这个问题与修复体的美学效果直接相关。

在选色之前必须进行临床比色，经用比色板在临床上自然光源比色后，确定所选用的颜色，然后进行加工制作修复体。

（一）Vita 比色板

Vita 比色板是世界公认的比色板，是口腔临床工作中常用的比色板。Vita 比色板共 16 种颜色，分为 4 组。

A 组：红棕色，分 A1、A2、A3、A3.5、A4

B 组：红黄色，分 B1、B2、B3、B4

C 组：浅灰色，分 C1、C2、C3、C4

D 组：红灰色，分 D1、D2、D3

比色时先确定选哪个组，然后再确定该组中

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的几号色。

Vita 比色板存在的不足：

1. Vita 比色板不能包括所有的临床上出现的天然牙的颜色。

2. Vita 比色板的瓷层厚，用于金瓷全冠比色，无金属舌背，入射光在入射中被吸收，使舌侧也有入射光，影响全瓷冠比色效果。

3. Vita 比色板用的是高熔瓷，而金瓷冠用的是低熔瓷，因光源的不同，可表现出不同的色调，影响金瓷冠修复体的美观效果。

(二)VITAPAN 3D-MASTER 比色系统

1. 此系统按明度的高低由左向右分成 5 组。按彩度的浓淡，由前向后分为 2 排或 3 排。2、3、4 组，每组分为 3 行，“L”为左侧，带黄色；“R”为右侧，带红色；M 为中间，不偏黄也不偏红。

2. 临床使用时，先按明度选择 5 组中的一组，再按彩度从 2 排或 3 排中选出一排，最后从 L、M、R 中选出色相。

这种比色设计，提高了比色的准确性，比色效果好。

(三)电脑比色

人的牙齿颜色种类繁多，约有 800 余种，远比比色板的颜色多，而且每个人对颜色的认别有很大差异，用肉眼比色误差较大。采用电脑比色仪比色要精确得多。

1. 电脑比色仪结构　微型电脑、探头、微型打印机，三者用电线连接，体积小、轻便。

2. 使用程序　先接通电源，将探头对准牙冠，离牙龈 1～2mm 处，按动开关 3～5 次，1s 后，测色资料自动打印出来，打印内容包括色相、明度和彩度(饱和度)，以及应选用的遮色瓷、体瓷和釉瓷。

(四)比色应注意事项

1. 光源　有条件者可用标准光源(6 500K)。无标准光源时，可使用自然光，最好在 10：00～16：00 进行，这时段的光源比较稳定。

2. 背景应一致　比色时不同的背景对比色效果有影响。比色板最好将牙龈色配上，与口内牙齿与牙龈相连的情况相似。目前日本松风公司发明了龈色板，分为浅粉红色、中度粉红色和深粉红色三种。使用时选出与患者牙龈色接近的一种，再与比色板配合使用，这样比出的颜色，较接近天然牙，修复体颜色较满意。

3. 医师与患者共同选色　医师选色后，再请患者亲自比色，然后再确定，这样修复体完成后，患者的满意率较高。

4. 比色板与天然牙距离一致　医师比色时，一般要比试 3 次左右。每次比色，比色板与天然牙的距离应相同，不应一次近，一次远，这样比出的颜色有差异。

第四节　牙列缺损固定修复美学

牙列缺损固定修复美学是指固定义齿(固定桥)修复的美学，随着科学技术的发展，口腔修复新材料、新设备、新技术的不断创新，以及人们对美观舒适的追求，固定义齿修复的适应证逐渐扩大，从单个牙缺失的固定桥修复到全牙列的固定修复。这主要是由于固定义齿戴在口腔内具有舒适、美观、咀嚼和发音功能好，不需要经常摘戴的优点。有学者预言，将来会有更多患者喜爱选择固定桥修复，固定修复是 21 世纪发展的必然趋势。

固定桥由基牙固位体、桥体和连接体构成。其中基牙是基础，是固定桥的支柱，基牙在固定桥的设计中十分重要，不仅影响固定桥修复的美观，还关系到固定桥的成败。

由于固定义齿修复涉及的牙单位多，各基牙在牙弓的位置不同，𬌗关系复杂，在设计和制作固定义齿时，要更加认真仔细。固定义齿除了与全冠相同的美学修复外，还有其特殊设计和美学要求。

一、基牙设计

(一)基牙在牙列中的位置

要求基牙的牙冠在牙列中的位置基本正常，应无倾斜移位，便于基牙制备，便于固定桥修复时美观的设计，以及各基牙之间建立修复体共同就位道。

(二)基牙的分布

为了固定桥具有良好的咀嚼功能和美观的修

复效果，基牙在牙列中的分布应合理，便于殆力的传递和基牙的支持及保护。例如缺隙两侧应有基牙，多数牙缺失的间隙应设计中间基牙。必要时可利用牙根作桩核修复，或选用种植体作为基牙，总之基牙分布应符合生物力学原则。

（三）基牙的牙体制备

基牙的牙体制备与固位体的设计种类直接相关。目前在临床上设计的固位体多为全冠，如金瓷全冠及瓷全冠。以往的金属全冠，3/4 金属冠等均已很少应用。基牙的牙体制备形态和磨除牙体组织的多少，因固位体的设计不同而存在差异。固定义齿是在口外制作而成后戴入口腔内牙列上的，因此基牙的牙体制备必须做到各基牙的轴壁相互平行，各基牙之间有共同就位道。瓷全冠的牙体必须制备出足够间隙，以容纳瓷冠。瓷冠应有一定厚度，以增加强度，使瓷冠坚固耐用。

二、固位体美学设计

（一）固位体唇（颊）、舌（腭）面的形态

1. *固位体的唇（颊）面*　牙齿的唇（颊）面的形态和颜色影响着患者面容的美观，因此唇面的形态应雕塑成类似天然牙的唇面外形，前牙固位体的唇面应修整出唇外展隙，切方应有切外展隙。后牙颊侧应有颊外展隙，殆方有殆外展隙，龈方有邻间隙。在临床上外展隙是常被制作者和医师忽略的，这将影响修复体的美观。

外展隙的形成，可使前牙固位体及后牙固位体具有理想的解剖形态。同时外展隙还具有重要的生理功能，咀嚼时，食物从外展隙排溢，不仅摩擦牙面，保持牙面清洁，而且可以防止龋病及龈炎的发生。从美观角度考虑，外展隙的形成，使固位体的形态逼真，更增进固定桥的美观。

2. *固位体的舌（腭）面*　舌（腭）面与唇（颊）面相似，舌（腭）面应雕塑成与同名牙相似的形态，不应过突或无突度，否则均会影响舌的位置和舌的运动，不应因舌面从外观看不见就忽略其形态。

唇、颊、舌、腭面的形态完成后，应仔细抛光，以增进美观及舒适感。

（二）固位体殆面

固位体的殆面应根据患者年龄、性别、口内余留牙的解剖形态，建立固定桥的殆面形态。为了使固定桥具有良好的咀嚼功能，固位体殆面应有一定的沟、嵴、尖、窝。殆面应与对颌天然牙有良好的咬合接触。

（三）固位体邻面

固位体是直接与余留牙相接触的。固位体的邻面触点位置高低、宽度应适宜，以便与天然牙邻面建立良好的接触关系，防止固定桥戴入口腔后产生食物嵌塞，甚至因固位体与邻牙接触位置不正确，使固定桥产生移位。在口内试戴调整时，可对触点松紧度进行检查，一般以牙线不能通过为适度。

（四）固位体边缘

1. 固位体的边缘，应齐平龈缘，或伸入龈下 0.5mm，因正常龈沟深度约为 1.8mm。固定修复体位于龈下时，绝不能破坏上皮组织，否则易形成龈炎及牙周病，破坏牙周的生态平衡。

2. 固位体边缘应与牙制备体密合，密合度与牙体制备有关，要求牙制备体的轴壁从切（殆）方至龈缘应彼此平行无倒凹，使制备体的最大周径在牙颈部。

3. 固位体边缘应薄但全瓷固定桥例外，并高度抛光，以免刺激龈组织。若患者的牙龈萎缩，牙根暴露，固位体的边缘可止于龈缘以上。

（五）固位体的形态可适当调整

当缺牙间隙小于正常牙（同名牙）时，为了固位体、桥体的外形美观，可以适当地将固位体的形态做小些，桥体则可做大些；当缺牙间隙较大时，可适当将固位体形态做大，使固位体与桥体形态协调，增加美观效果。

（六）瓷固位体设计

瓷固位体应根据陶瓷材料的特性和加工制作要求进行设计，以确保瓷固位体的坚固和美观。

三、桥体美学设计

固定桥的桥体是恢复缺失牙的解剖形态和生理功能的部分。桥体应具有足够的强度与固位体坚固的连接，同时也要符合美观的要求，并具有自洁作用，以维护口腔牙周组织的健康和生态系的平衡。

（一）桥体颜色

桥体的颜色应与天然牙的色泽相似，陶瓷材料是制作桥体最理想的材料，其颜色与牙色基本相同，生物安全性好，对口腔软、硬组织无毒无刺

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

激，而且表面光洁不易附着牙菌斑。

(二)前牙桥体

1. *形态* 前牙桥体的唇面形态、大小、色泽应与同名牙相似、对称，与邻牙协调，在牙列中的位置应排列成弓形，呈现出固定桥修复体的和谐美。

2. *唇面颈曲线* 前牙桥体的颈曲线因牙齿的不同而有差异，要求桥体的颈曲线与邻牙协调，不应过高或过低。

3. *缺牙间隙异常桥体的调整*

(1)缺牙间隙过大：当缺牙间隙大于正常牙间隙时，不可将桥体充满间隙，这样桥体形态过大，大于同名牙形态，与邻牙不协调，影响美观。可以适当将固位体唇面加大，也可将桥体唇面突度加大，改善桥体外观过宽的缺陷，以增进固定桥的美观。

(2)缺牙间隙小：间隙小，桥体修复后过窄，与同名牙不对称，可将两个固位体的形态适当加大，不恢复桥体，只做两个固位体。也可将基牙牙体多磨除一些，以增大桥体外形。还可以将桥体唇面突度减小，唇面做平些，改善视觉效果。以上设计决定于患者口腔的具体情况。

4. *桥体的龈面* 前牙桥体的龈面设计从美观出发应设计成盖嵴式，使桥体的唇面与牙龈黏膜接触，桥体的舌侧成斜面不与黏膜接触。这种盖嵴式桥体从唇面观察较美观自然，同时又易于清洁。

综上所述，由于前牙位于口腔前庭部位，说话、做表情、微笑时易显露出来，故前牙桥体应以美观为主，桥体的形态、排列位置、桥体长短均会影响面容美观，医师和制作技师应特别重视。

(三)后牙桥体

后牙桥体除颜色形态要求严格外，其𬌗面应与对颌牙有良好接触，才能发挥应有的咀嚼功能。

1. *桥体𬌗面* 为减轻基牙负担，桥体𬌗面的颊舌径可适当做窄些。𬌗面应有尖、沟、窝、嵴以增强咀嚼功能。建立正中𬌗及非正中𬌗的𬌗平衡，以保护基牙及固定桥，增加固定义齿的使用寿命。

2. *桥体应雕塑出外展隙* 桥体各部分应有𬌗外展隙、颊外展隙及邻间隙，以利咀嚼时食物的排溢，以及桥体外形的美观。

3. *桥体的龈面设计* 后牙桥体为了美观多采用改良鞍式或舟状形，这种桥体与牙龈黏膜接触面积小。桥体龈面不应压迫黏膜，桥体龈面最好用陶瓷材料制作，并应高度抛光或上釉，以免刺激口腔组织。

4. *桥体形态* 桥体颊面、腭(舌)面应与邻牙协调，不应突出于牙列之外，外形应与同名天然牙相近似，以增进美观和舌的活动空间，并使患者戴固定义齿后，可在短期内适应。

四、连接体美学设计

连接体位于固位体与桥体之间，是连接二者的重要部分。连接体体积较小，但在固定桥中占有重要的地位，连接体既要坚固耐用，又要美观。

(一)连接体的形态

临床上常用的连接体为固定连接体，其制作方法有整体铸造法和焊接法，目前多用激光技术焊接，焊接牢固、质量好。

固定连接体相当于天然牙与天然牙相连接的接触区。其面积较小，约为 4mm×4mm，连接体切方、𬌗方应有外展隙，四周外形应为圆钝形，应具有唇(颊)舌外展隙及邻间隙，前牙连接体为△形，后牙为圆长方形。这样桥体与固位体形态显得自然美观，而且具有自洁作用。

(二)金瓷连接体

从美观考虑，前牙连接体唇舌向厚度可向舌侧及龈方增厚，以不影响咬合为原则，使唇侧有适当的邻间隙，要防止连接体金属透露影响美观。

连接体的龈端应留出易于清洁的邻间隙，龈端应呈 U 形凹面。

(三)连接体的力学特性

经固定义齿力学试验及临床应用的经验证实固定桥连接体处是剪应力和张应力最集中的区域。该处是固定桥最薄弱的区域，最易折断，造成固定桥失败。虽然美观是很重要的，但连接体的坚固耐用更为重要。应采取两者兼顾的连接体的设计和制作。

当前美观的固定桥修复有金瓷固定桥和全瓷固定桥。全瓷固定桥是 21 世纪发展的必然趋势。

第五节 固定修复体制作美学

美学是研究美、美感和艺术美的科学。它是以社会物质生活和精神文化生活为基础而产生和发展起来的。美学的研究对象包含客观世界的美和人对客观世界美的反映(审美意识)。医学美学是将美学原理和知识应用于医学领域。将医学与美学相结合的,跨学科的新兴边缘学科,马克思指出"人是按照美的规律来塑造物体"。医学美学是人们从医学和美学相结合的角度来研究和塑造人体美的理论和实践的学问。而口腔医学中的美学,其任务主要是在口腔组织、颌面部、牙齿等器官出现形态异常、功能障碍时,修复和塑造人体颌面部、口腔、牙齿的正常形态并恢复其生理功能。因此,口腔医学的审美标准可以说是正常人体的颌面外形。

口腔修复学是通过戴用修复体来实现颌面部及口腔组织的形态和功能的恢复的。因此,口腔修复学可以说是科学、艺术加美学的结合,三者缺一不可。

1. 科学性　要求修复工作中的一切操作应在口腔解剖和生理的基础上,按照生物力学的原则进行。除牙科材料的性能外,还应考虑修复体的固位形、抗力形,以及防止应力集中等问题,才能保证牙体组织及修复体的健康和坚固耐用,从而达到恢复咀嚼器官组织结构的完整性和生理功能的目的。

2. 艺术性　指在医疗诊治、修复工作中,要自觉地应用形式美的法则,使得完成的修复体具有美感,满足患者物质和精神的要求。

3. 美学性　近年来出现了技术美学,它是以基本的美学原理为指导,研究技术领域中有关美与审美的应用科学。从审美观点来说,修复体应满足患者对美的追求,给患者以美的精神享受。

口腔修复体是经过科学设计和精细制作而成的。设计必须新颖科学,制作技术精湛,才能制作一件满意的修复体。修复体从美学的角度,在制作工艺中应具有形式美、艺术美和自然美。

一、形　式　美

(一)形式美的法则

从人们反复接触某些美的形式便引起美感。在人类创造美的长期活动中,逐渐发展了人对各种形式因素的敏感,如对色彩、线条、形体、声音等形式因素的敏感。通过各种形式,引起人们的美感,这种形式即称为形式美,形式美必须遵循一定的法则。美学家认为形式美的法则主要有以下几种:

1. 整齐一律　整齐给人以明净、纯洁的感受,呈现一种整齐的美。

2. 对称均衡　对称是指人体中轴两侧左右对称,均衡是指中轴两侧形体不同,但量相当。

3. 调和对比　调和是人们感到协调,在变中保持一致;对比是强调主要部位的作用,运用差异取得烘托。

4. 比例均称　即比例协调,正确比例引起美感。

这些法则均与口腔修复制作工艺有密切关系。各种修复体的美的表现均为形式美。形式美的基本因素为颜色、形体、线条和质感的有规律的组合。

(二)修复体制作中的形式美

口腔修复工作是塑造人体美的工作。从冠、桥修复到可摘局部义齿、全口义齿修复,均包含着形式美的内容。

从取印模来说,取印模用的托盘,必须符合口腔的解剖形态特征。托盘有唇系带切迹,切迹位于托盘的正中部分,切迹将两侧均分为"对称"的,两侧形态是相似的。因此,制取的印模才能反映口腔的各组织的解剖形态,因模型是口腔组织的复制品,它反映了口腔颌面部的牙列、基骨,口腔唇、颊、舌(腭)的解剖形态。模型上的中线,应以患者面部矢状平面来确定,多数患者,矢状平面与唇系带位置是一致的,但有少数人,唇系带不位于中线上。正确形成的中线有利于制作固定修复体时前牙位置的确定。模型的周边(黏膜转折处)呈匀称的美观曲线,反映出唇、颊系带的位置和形态。

关于全冠、固定桥桥体的塑形,固位体和桥体的排列位置,必须考虑其大小、形状、颜色与同名牙或邻牙的对称协调和相似性。从形式美来说,要求能达到"以假乱真"或"逼真"的效果,特别是前牙的修复,要求达到上述修复效果。对于后牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

的修复，在颜色、形态上虽不如前牙那么重要，但其排列及形态的塑造，特别是颊侧、𬌗面的形态，均应与健侧同名牙尽量相似。固定修复体完成后应致密、光洁，有视觉美感，患者才乐于戴用。

形式美是人体美，这种美，就颌面部来说，是面颌部器官形态结构协调和谐。美的面貌具有风采和魅力。

二、艺　术　美

艺术美是艺术作品的美。艺术美来源于客观现实生活，但不等同于生活，它是艺术家创造性劳动的产物。生活是艺术的源泉，虽然生活比艺术美更丰富、更生动，但艺术美是生活的反映，比生活更集中、更高、更强烈、更理想，因此艺术美高于现实美。艺术美强调艺术形象的个性特征，创造出典型环境中的典型性格。创造典型的过程，包含主观与客观两个方面的因素，客观因素是基础，主观因素是主导。艺术美包含的客观因素不同于自然形态的生活原型，而是集中了生活形象中的精粹，再加上对比、夸张的手法，创造出艺术美的特征很鲜明，给人的印象很强烈。

关于修复体的设计和制作，对于医师和技术人员来说均应精益求精，科学、创新地进行设计，创造性、艺术性地进行加工。从制作修复体的技术工艺来说，到目前为止，虽有部分工作可进行机械化、计算机自动化制作，但大量的工作还须手工操作，劳动强度大，效率低。口腔修复制作工艺美有以下几方面：

1. 固定修复体的艺术美　要求固定修复体的设计、牙体制备、各类冠、桥的制作除应符合生物力学原则外，在修复体的雕塑造型上狠下工夫，实现科学的、艺术的实用造型美。造型美需要创造技巧，使嵌体、全冠、固定桥成为精致的艺术品。

因科学技术的发展，人们生活水平的提高，要求制作多单位固定桥，甚至上下全颌固定桥的愈来愈多，作者临床上也曾制作数例，如全口天然牙严重磨耗、面部垂直距改变、咀嚼功能下降、颞颌关节病变等。

天然牙列维护着人体面部形态的和谐美和功能美。由于天然牙列的支持，使面下部软、硬组织，咀嚼肌和表情肌等处于自然协调的位置。其中最重要的作用是保持了下颌髁突在关节凹中的生理后位。当牙齿缺失伴牙齿严重磨损时，患者面下部 1/3 变短，面部出现唇颊内陷，上唇出现放射状皱纹，红唇部变窄，口角下垂，鼻唇沟、颊沟加深，颏部前突。严重影响了患者面部的协调和美观。甚至影响患者的进食和语言，给患者的心理上带来了很大压力。

2. 全颌固定义齿的艺术美　除了认真负责地选择适应证，精心设计外，应着重于制作加工方面，但必须首先要选用优质的材料，获得正确的面下 1/3 垂直高度及上下颌位关系，使下颌髁突位于关节凹的后位。在此前提下，再进行全颌固定义齿艺术加工，使之达到美学的要求，否则，只有美学价值而无实用价值，这也就没有达到解决患者就医的要求和修复治疗的目的。笔者认为全颌固定义齿第一重要的是实用性，发挥咀嚼功能，第二是艺术性，满足患者对美观的要求，故两者应兼而有之。因此，制作精湛的修复体既要符合解剖生理原则和生物力学原则，能行使咀嚼、发音功能。同时又是一件精美的艺术品，应具有观赏价值，能使观者产生美感，给人以美的享受。

全颌固定义齿设计和制作难度大，技术复杂，必须获得患者同意，而且在医师认真细致反复多次的检查后才能确定制作。修复设计应全面考虑患者的牙、颌、面系统，做详细的检查记录，制定全面、系统的设计和制作方案，计算所需费用等。

固定修复体设计制作必须具有科学性、艺术性和实用性，才能达到修复的目的和高质量的要求，否则会给患者带来痛苦和经济损失。

三、自　然　美

自然美是指未加工的或已加工的，自然事物的美。如山水花鸟的美，其所以美，是由于山水花鸟的形态、颜色、声音、质感等的感人。自然美也需要人们去加工，使其更加具有独特的自然特征，显出独特的美，给人以强烈的美感。使人赏心悦目，心旷神怡，激发起人们积极奋进拼搏的激情，更好地完善自己，改造大自然。

未加工的自然美是指未经人类改造过的自然界的审美对象，又称"天然自然"美，如辽阔的大海，浩瀚的星空、多彩的云霞等，都属于自然美。其美的存在是客观的、纯自然的，具有不以人的主观意志为转移的天然属性。

3

加工的自然美是指经过人直接加工改造的自然美形态，即人们营造出的自然景物。这类自然美带有加工者的“意志印记”，但仍保持着自然景物的形、色、状、貌，保持着一定程度的天然美的特色。这就是与艺术美相结合的自然美。

对于人体来说，其基本属性是自然的，这是由于人体具有生理学、遗传学、生物学、形态学上的特征，这是客观的，不以人的意志为转移的自然物。人体美，主要是指人的形体与容貌，是自然美的最高层次。自然的人体美主要偏重于人的外形。自然美的特征就是形式胜于内容，即形式美不美，给人以直感。人体美也体现在外表形态方面，例如一个身心健康的人，生理、心态是平衡和谐的，工作起来兴高采烈的，生龙活虎的。但当人们由于各种原因疾病、外伤等造成器官缺损或缺失时，则生理、心理失去平衡和谐，便失去了自然美、形式美和人体美。通过医学诊断、治疗、修复、恢复了缺损、缺失的器官及形态，也就恢复了生理功能。解剖形态与生理功能的恢复，使人重新获得自然美、人体美。

第六节　固定修复美学对口腔医师要求

一、口腔医师应具有专业知识和美学知识

（一）口腔医学理论知识及临床诊治技能

口腔医师应具备和掌握口腔专业知识及相关的理论知识，并具有熟练的口腔修复技能。

1. *口腔理论知识*　作为口腔医师应具有口腔基础理论知识，包括口腔解剖学、口腔生理学、口腔生物力学、口腔修复学等等。将这些理论知识应用于临床实践，在反复实践中不断地总结，使知识深化，并将其上升到理论，再应用于临床。每个口腔医师在工作的同时努力地思考和学习，在实践中不断，总结，才能提高实际工作能力。

2. *口腔修复诊治技能*　口腔修复医师的工作就是设计和制作出精美的修复体，恢复患者机体的完整性和生理功能。因此，口腔修复医师和技术人员必须具有临床诊治和临床操作技能。用理论知识指导实际工作，提高临床实际工作技术水平，再不断总结临床实际工作经验教训，完善理论知识。这样从理论到实践，再从实践到理论，医师的诊治水平、操作技术将得到迅速的提高。

（二）口腔医师应具有医学美学知识

口腔医师塑造的是人体美。掌握医学美和医学审美的观念，以及构成人体美的法则，可以提高医师的美学修养和审美能力，指导医疗临床实践，达到高质量的，符合美学原则的修复治疗效果。

口腔医学的美学是维护和塑造人体颌面部、口腔、牙齿的正常形态，从而达到恢复其功能。也就是说当口腔、颌面部和牙齿等组织结构出现形态异常，或缺损、畸形，以及功能障碍时，通过口腔医学各种治疗手段和修复技术，使畸形和缺损的组织结构恢复成正常形态和功能。口腔医学的审美标准是正常人体。口腔医师不仅应具备有关的基础理论知识，专业知识，还必须具有美学的理论和知识，才能使恢复的颌面部、牙齿等组织，符合美学的原则。

二、医务人员的美

口腔医务人员是救死扶伤，防病治病，为人民的健康服务的。因此医务人员的言谈、举止均会对患者产生影响。医务人员应不断提高自身素质，赢得患者的信赖。

（一）内在美

内在美是指人内心世界的美。医务人员的内在美表现为高度的道德责任感，以及自我牺牲精神。

责任感是医务人员在治病防病过程中，对患者认真负责的思想品质。医务人员要同情、体贴患者的病痛。做到检查认真仔细、诊治措施明确，对危重患者尽力抢救，精心护理。

（二）外在美

外在美是指医务人员的仪表、举止、风度美。主要表现为仪表美、行为美。仪表美是指医务人员穿着整洁、合体、装束朴素大方。行为美指医务人员的动作轻柔、举止庄重、任劳任怨、舍己为人的行为。

（三）语言美

语言美是指医务人员在医疗工作中，对患者使用礼貌、安慰、解释性的语言。说话时，注意语

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

气、语调，不让患者有被审讯的感觉。对患者要有耐心，不要急躁。

要理解患者失牙的痛苦，如前牙缺失或全口牙缺牙，常见患者社交活动中带上口罩。不要说对患者有刺激的语言，例如对患者说“你的牙是地包天”，“你的牙排列的太乱”，“你的嘴太前突”，等等，医务人员应避免说上述这类语言。医务人员应多说鼓励患者的话，给患者讲道理，解释明白。使患者愿意接受医师的建议，既修复了缺损、缺失的牙齿及口腔组织，恢复的面貌美观和生理功能，使患者感到心情舒畅愉悦。

总之，医务人员要做到的仪表美、行为美、语言美，关键在于内在美，内在不美，外在美是无源之水，无本之木，故内在美是极其重要的。

（赵云凤　黄挽力）

参考文献

1 张其亮．医学美容学．上海．上海科学技术出版社，1996:44－62,162－222

2 张　雄．牙龈外露后的美容修复——义龈．华西口腔医学杂志，1994,12(3):204

3 孙少宣．口腔医学美学．合肥:安徽科学技术出版社，1994:14

4 潘可风．笑容与容貌美学．医学美学与美容学杂志，1994,112(3):75

5 郭天文．口腔颜面美学医学．西安:世界图书出版公司，1997:246－270

6 孙　廉．美学与口腔医学美学．北京:北京协和联合出版社，1991:32

7 潘可风，蔡　中．美容牙学．北京:科学出版社，1999:17－20

8 张春兴．现代心理学．上海:上海人民出版社，1994:3－78

9 吴阶平．医学心理学．北京:中国科学技术出版社，1988:1－33

10 覃　峰，付　强，彭思敏，等．一种美观的牙体缺损修复方法．中华医学美学杂志，2005,11(5):287

11 张　蓉，张春宝，郭天文．系统观念与口腔修复美学．中华医学美学美容杂志，1999,5(1):24

12 张宁宁．日本口腔医学美学现状．中华医学美学美容杂志，1999,5(4):201

第22章 Chapter 固定修复与口腔生态学

义齿修复是人的天然牙丧失后恢复咀嚼功能的一种有效方法，包括可摘义齿修复、固定义齿修复和种植修复等。修复体对口腔生态环境及口腔正常微生物群的影响，以及可能引发的继发感染，如龋病、牙周炎和义齿性口炎等，早已引起口腔修复临床和研究者们的广泛关注。有关牙修复材料的种类和修复方式与口腔生态学的相关性已成为口腔修复学研究的重要内容之一。本章将介绍口腔生态学及固定义齿修复生态学有关的一些基本理论、研究概况及热点问题。

第一节　口腔生态学基础

口腔是人体的重要器官，与人的咀嚼、吞咽、消化、语言和维持面部美观密切相关，维护口腔健康、控制口腔疾病是口腔医学研究的重要内容。

20世纪80年代，随着分子生物学、悉生生物学和厌氧细菌学的发展和进步，一门新的生物学学科——微生态学得以崛起。1977年德国的Volker Rush博士率先提出微生态学(microecology)这一新的概念，并在德国的赫尔本建立了世界上第一个微生态学研究所。1985年Volker Rush指出：微生态学是细胞水平或分子水平的生态学。1986年康白教授组织撰写了我国第一部微生态学专著《微生态学》，从此翻开了我国用生态学理论和方法探讨机体微观生态世界，维护机体健康和疾病防治的新篇章，为口腔生态学、胃肠消化道生态学和泌尿生殖道生态学的研究和发展奠定了重要的基础。

生态学是研究自然环境中的生物的学科，口腔生态学(oral ecology)则是用生态学理论和方法研究口腔微生物的生物多样性(biodiversity)和相互关系，以及口腔微生物与宿主口腔内外环境之间相互关系的一门学科。

一、口腔生态系

1936年，英国生态学家Tansley提出：生态系(ecosystem)是生物复合体与它们特定的环境组成的一个完整的系统。1984年中国学者赵志模和周新远指出：生态系是在一特定的空间内，其存在的所有生物和生物环境要素通过物质循环和能量流动，相互作用和相互依存构成的动态系统。

(一)定义

口腔生态系是口腔微生物与宿主在历史进化过程中，形成的相互作用、相互依存的动态平衡的生物系统，物质循环、能量流动和信息交流是口腔生态系统的动力学基础，生态平衡和生态失调是生态系的核心。

(二)组成

口腔生态系由口腔生态区、口腔微生物和生态因子组成。

1. *口腔生态区*　生态区是生态系的空间层次，口腔复杂的解剖结构构成了口腔生态区。在口腔这个大生态区中又包含了多个小生态区，如牙生态区、牙周生态区、舌生态区、颊黏膜生态区、腭黏膜生态区、唇黏膜生态区。在不同个体的口腔中还可能包括特殊的生态区，如义齿修复体、矫治器等。这些小生态区又包含了生境、生态位、生态点，以牙生态区为例又可分为牙冠、牙和牙根等多个生境。生态区之间存在的物理或化学的差

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

异，如氧化还原电势（Eh）、pH 等，形成了生态区之间多种生态因子和定植微生物种类、数量分布的差异。

2. *口腔正常微生物* 口腔内特殊而复杂的解剖结构，适宜的温度、湿度，丰富的营养物质，不同的 Eh、pH 等特点，给多种微生物的定植和生长繁殖提供了良好的生态环境条件。口腔微生物包括细菌、真菌、病毒、支原体、原虫等，其中细菌是最占优势的微生物种群，不仅种类复杂数量多，而且在口腔不同部位（生境、生态位和生态点）的分布存在差异。

口腔微生物之间存在着复杂的生态学关系，包括相互关联和相互作用，即微生物之间的互惠共生、助生、竞争和拮抗。这种复杂的生态学关系不仅是口腔微生物定植种类、数量和分布的重要影响因素，而且也是口腔生态系生态平衡和生态失调的重要因素。口腔微生物特别是共位群之间的相互关系是口腔微生物学家们至今尚未充分了解，并致力探索的重要课题。

3. *口腔生态因子* 生态因子是生态系的组成部分，与生态区和定植微生物密切相关。在口腔生态系中，与口腔生态区和口腔微生物密切相关的生态因子主要有唾液和龈沟液。唾液和龈沟液的理化性质和组分，不仅有润滑、缓冲、维护口腔生态区的作用，而且与微生物的黏附、定植和动态平衡密切相关。

（三）影响因素

生态平衡是生态学的核心问题，对生态系而言包含了定植微生物之间、微生物与定植生态区之间的生态平衡。这种生态平衡的破坏被称为生态紊乱或生态失调，对于人体生态系来说生态平衡的破坏可能引起机体的亚健康或疾病。因此，了解生态系的影响因素对维护生态平衡和调整生态失调非常重要。影响口腔生态系的因素复杂、多变，其主要因素来自于宿主和口腔常驻微生物。此外，外环境因素也是值得重视的影响因素之一。

1. *宿主因素* 宿主生理、遗传和病理因素，以及宿主个人的口腔卫生和饮食习惯、嗜好等对口腔生态系的影响是明显的。生理因素指宿主正常生理发育过程中存在的影响因素，如随着年龄增长出现的牙列变化，口腔软、硬组织的变化和激素水平的变化等；遗传因素包括牙𬌗异常及某些可能引起口腔健康的遗传性疾病；病理的因素则包括宿主的口腔及全身性疾病，如牙周病、糖尿病、艾滋病等。

2. *微生物因素* 微生物的组成数量及微生物之间的相互作用不仅是影响口腔生态系的重要因素，更是维持口腔生态系生态平衡的重要影响因素，包括细菌间的相互集聚、相互营养及相互竞争和拮抗等。有关口腔细菌相互关系的研究显示：细菌间的集聚是细菌黏附定植的重要方式之一，两种不能相互黏附的细菌可以通过被称为细菌桥梁——共聚桥（coggregation briger）的细菌相互黏附。研究证实黏性放线菌和血链球菌通过洛氏普雷沃菌（*Prevotella loescheii*）作为共聚桥黏附；而具核梭杆菌（*Fusobacterium nucleatum*）可作为共聚桥，协助牙龈卟啉单胞菌（*Porphyromonas gingivalis*）、福赛斯坦纳菌（*Tannerella forsthy*）、密螺旋体（*Treponema*）等细菌定植于牙根面。口腔细菌之间存在的复杂营养关系，不仅是口腔细菌种类复杂和数量多的重要原因，而且是影响细菌致病的重要原因。如血链球菌（*Streptococcus sanguis*）产生的对氨基苯甲酸（*paraminobenzonic*，PABA）是变异链球菌（*Streptococcus mutans*）的重要生长因子；放线菌（*Actinomyces ssp*）能为普雷沃菌（*Prevotella*）和卟啉单胞菌的生长提供萘醌类生长因子；直形弯曲菌（*Campylobacter rectus*）产生的血红素类物质是牙龈卟啉单胞菌的生长因子。

口腔微生物之间不仅有着相互营养、相互集聚定植的正相关关系，而且相互之间还存在着竞争和拮抗的负相关关系。微生物之间存在的这种复杂的竞争和拮抗关系，对口腔微生物的组成和口腔生态系的生态平衡的影响作用已被证实。血链球菌能通过产生的过氧化氢和血链素抑制伴放线菌嗜血菌（*Hemophilus actinomycetemcomitans*）等多数牙周致病菌的生长，而伴放线菌嗜血菌也能产生细菌素抑制血链球菌的生长。

3. *外环境因素* 外环境因素是影响口腔生态系的另一因素，主要包括外源性的自然环境和社会环境因素。自然环境中地域水源、化学物质、辐射以及外源性微生物感染等因素对口腔微生物的影响是存在的。含氟区和非含氟区居民口腔中变异链球菌定植的差异提示了自然环境因素对口

腔生态系的影响。在贫穷和战乱国家居住者中牙周病的高发病率被认为与社会因素密切相关。

二、口腔正常微生物群

(一)定义

口腔正常微生物群(normalmicroflora)是口腔生态系的主要组成部分,是与宿主口腔在共同进化过程中形成的,与宿主有明显共生关系的微生物群体。正常微生物亦称原籍微生物(autochthonous microflora)或天然微生物(natural microflora)或土著微生物(indigenous microflora)或常驻微生物(resident microflora)。值得注意的是,有学者对正常微生物这一称谓有异议,认为这些微生物在一定的条件下可引起宿主的内源性感染,应称为条件致病菌。笔者以为从生态学的观点来看,这些与宿主口腔在共同进化过程中形成的,与宿主有明显共生关系的原籍微生物群体,在正常生理状况下,其存在对宿主机体生态系有益无害,包括形成生物屏障,为宿主提供各种维生素和助消化酶类,刺激机体的免疫活性反应等,所以使用正常微生物群这一称号是可行的。条件致病菌是从病原学的观点分析,是指在非正常生理条件下可能引起疾病的微生物。事实证明寄居于人体的任何一种微生物,包括长期以来被认为是不致病的肠球菌、奈瑟球菌也可能因为异位或个体情况而致病,而一些高致病微生物也可能在某些个体不产生疾病,由此可见,对人类来说用生态学的理论去了解和揭示这些机体微生物的本质是正确的和必要的。

(二)组成

正常口腔微生物群包括细菌(bacteria)、真菌(fungi)、支原体(mycoplasma)、原虫(protozoa)和病毒(vrius)。其特点为数量多、种类复杂,细菌是口腔内重要的微生物群,也是口腔内的优势微生物群。口腔中常见的栖居细菌详见表 22-1。

表 22-1 口腔常见的细菌

革兰阳性细菌	革兰阴性细菌
革兰阳性兼性厌氧球菌	革兰阴性需氧球菌
链球菌属 *Streptococcus*	奈瑟球菌属 *Neisseria*
革兰阳性厌氧球菌	革兰阴性厌氧球菌
消化链球菌属 *Peptostreptococcus*	韦荣菌属 *Veillonella*
消化球菌属 *Peptococcus*	革兰阴性兼性厌氧和微好氧杆菌
革兰阳性厌氧杆菌	嗜血菌属 *Haemophius*
放线菌属 *Actinomyces*	二氧化碳噬纤维菌属 *Capnocytophage*
乳杆菌属 *Lactobacillus*	艾肯菌属 *Eikenella*
罗氏菌属 *Rothia*	弯曲菌属 *Campylobacter*
丙酸杆菌属 *Propionibacterium*	革兰阴性厌氧杆菌
双歧杆菌属 *Bifidobacterium*	拟杆菌属 *Bacteroides*
优杆菌属 *Eubacterium*	梭杆菌属 *Fusobacterium*
	卟啉单胞菌属 *Porphyromonas*
	普雷沃菌属 *Prevotella*
	月形单胞菌属 *Selenomonas*
	螺旋体
	密螺旋体属 *Treponema*

(三)来源与演替

口腔微生物的来源及演替是口腔生态系动态变化的基本表现形式。在人的生命过程中,这些定植于口腔内的微生物的来源、定植、分布和种属、数量、演替,及其微生物之间,微生物与宿主组织细胞之间的相互关系、动态平衡,在正常生理状况下始终遵循着生态学和遗传学的规律。

1. *来源* 口腔中定植着大量的微生物,并伴随人的一生。有关口腔微生物的来源一直是研究者们关注的课题,但尚无定论。国外有关口腔细

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

菌早期定植的研究始于20世纪60年代，大多数研究者认为人出生时口腔一般是无菌的，在新生儿口腔检出的少量细菌被认为来源于分娩过程中母亲阴道细菌污染所致，这些细菌包括乳杆菌、克雷伯菌、肠球菌和葡萄球菌。Mandar等对19个新生儿口腔细菌及其母亲阴道细菌的检测结果显示：85%的新生儿口腔与其母亲阴道存在相似的优势微生物。邹静等在类似的研究中也发现刚出生的剖宫产新生儿口腔中均未检出细菌，有25%的顺产新生儿口腔中可分离到母亲阴道的优势细菌，表型葡萄球菌和嗜酸乳杆菌。对顺产新生儿和剖宫产新生儿口腔细菌的调查及其与母亲阴道细菌相关性研究的报告发现：在剖宫产的新生儿口腔中未检出细菌，而从大多数正常分娩（顺产）的新生儿口腔中可分离到细菌。在剖宫产新生儿出生时口腔中未发现细菌，而在顺产新生儿口腔检出的细菌与其母亲阴道的细菌明显相关的研究结果，支持人出生时口腔是无菌的，新生儿出生时检出的口腔细菌应该是污染菌这一观点。成人口腔中定植细菌在数量和种类上与阴道细菌存在的明显差异，不支持口腔细菌来自阴道细菌之说。因而对口腔微生物来源仍有待深入探讨。

目前，研究者们更认同口腔微生物来源于与新生儿密切接触的人的口腔，父母及其亲属或哺育他们的人是新生儿口腔细菌的主要来源。唾液链球菌（*Streptococcu salivarius*）是最早定居的链球菌，在出生后1～2d的新生儿口腔中即可发现。McCarthy等（1965年）对0～1岁婴儿自然口腔菌群（indigenous oral flora）研究结果也显示：唾液链球菌是新生儿口腔的优势菌，可检出的厌氧菌包括韦荣球菌（*Veillonella*）和乳杆菌（*Lactobacillus*）。随着人年龄的增长，口腔细菌的数量和种类开始增多。由于分离到与母亲口腔内相同血清型的唾液链球菌，证实微生物来源的主要途径应是与新生儿密切接触的人。有关牙周中间普雷沃菌（*Prevotella intermedia*）遗传多态性的调查发现，父子（女）及母子（女）口腔中存在基因型相同的中间普雷沃菌，这一结果也提示了口腔细菌来源于亲属。

2. **黏附与定植**　黏附（adhesion）是微生物在特定区域的组织表面定植的首要条件，也是微生物与宿主发生关系和致病的基础。黏附力与细菌致病力有关。定植（colonization）是微生物在组织表面栖息、生长、繁殖。细菌的黏附机制比较复杂，至今尚未完全弄清，主要的黏附学说包括钙桥学说、氢键学说、疏水性学说、黏附素-受体学说等。目前，最受关注和研究最多的则是细菌黏附的黏附素-受体学说，该学说从分子水平解释了细菌的特异性黏附机制。Gibbone提出：在细菌表面与特异性黏附有关的蛋白质如菌毛、表面蛋白称为黏附素（adhesine），黏附素以立体化学方式与口腔内特异性的受体（receptor）结合产生特异性黏附作用。深入的研究报告指出：牙周病原菌牙龈卟啉单胞菌的菌毛蛋白（fima）和牙龈素（*gingipain*）、口腔重要致龋菌变异链球菌的葡萄糖基转移酶（glucosyltransferases，GTFs）都是重要的黏附素，可介导细菌的黏附与集聚；唾液中的富脯蛋白是口腔中一种重要的受体。

3. **演替**　人在不同的年龄阶段，由于口腔解剖结构的变化，如牙的萌出和生活习惯的变化，口腔微生物的组成和数量也随之产生变化。这一随着宿主生理变化产生的微生物组成和数量的变化，被称为口腔微生物的生理性演替（physiologicalsuccession）。在演替达到与环境平衡的稳定状态时，形成了演替的峰顶（sucessionclimax），微生物群落也达高峰，而被称为峰顶菌落（climaxcommunity）。演替是生态学中的重要现象，是一动态变化的演变过程。对口腔微生物演替的了解，将有助于对口腔微生物生态学规律的认识和了解。

（1）新生儿期：新生儿期口腔微生物的特点是数量少、种类简单，微生物群以需氧和兼性厌氧菌为主，如唾液链球菌、奈瑟氏球菌（*Heisseria*）。新生儿口腔内很少有厌氧菌定植，韦荣球菌是最早在口腔内定植的厌氧菌。白假丝酵母菌（Saccharomyces albicans）又名白色念珠菌（Candida albicans）是新生儿口腔常见的另一种微生物，其流行率可达80%。邹静等对健康新生儿口腔早期定植微生物的研究结果显示母乳喂养新生儿0-6d的口腔细菌在出生后的第2天就检出了口腔的优势菌如唾液链球菌、缓症链球菌（*S. mitis*）和口腔链球菌（*S. orali*），检出数量均在10^7CFU，到第4天三种细菌的数量达到10^8CFU。白色假丝酵母菌则发现于第6天的新生儿口腔，检出量

在 10^3CFU。

(2)幼儿期：由于牙的萌出，使口腔解剖结构发生了变化，特别是口腔滞留区的增加，如龈沟、牙齿𬌗面的点隙沟裂、牙邻面等给微生物提供了更多、更复杂的定植生境。微生物的种类和数量也较新生儿期增多，特别是兼性厌氧菌和厌氧菌的增加。血链球菌、变形链球菌、放线菌、龋齿罗氏菌(*Rothia dentocariosa*)、乳杆菌的定植和增加是幼儿期菌群的特点。血链球菌只能在牙萌出后的牙面检出，而变形链球菌必须在血链球菌定植后的生境中定植。变形链球菌定植及大量增殖，则是龋病发生的高发期。专性厌氧的梭杆菌(*Fusobacterium*)，一般在乳牙萌出后即可分离到。

(3)青春期和成人期：由于恒牙完全萌出，青春期口腔解剖结构处于相对恒定的状态，口腔内微生物群达到演替的峰顶，处于一个相对稳定和持续的高峰群落期，故定植微生物的数量最多、种类最复杂。唾液细菌的数量可从幼儿期的每毫升唾液 10^7～10^9CFU，升高到每毫升唾液 10^{13}～10^{14}CFU，而细菌种类可高达 400 多种。厌氧菌的大量定植和数量的增加是青春期菌群的主要特点，青春期牙龈炎的高发病率与这些厌氧菌的增加有关。普雷沃菌、梭杆菌、中间普雷沃菌(*Prevotella intermedia*)、牙龈卟啉单胞菌、二氧化碳噬纤维菌(*Capnocytophyaga*)、螺旋体、消化链球菌(Peptostreptococcus)、优杆菌(*Eubacterium*)是口腔常见的厌氧菌。随着年龄的增长，青春期单纯性龈炎、青少年牙周炎以及成人期牙周炎的发病率明显增高，口腔中产黑色素的革兰阴性厌氧杆菌和螺旋体的数量明显增多有关。进入老年期，由于牙列的松动、牙的丧失，咀嚼功能及唾液分泌功能的下降，或罹患全身性疾病等生理或病理性因素的影响，口腔中微生物群发生变化，通常是口腔菌群的数量有所下降，而假丝酵母菌的数量可能增高。在糖尿病患者的口腔中，中间普雷沃菌的数量增多提示全身性疾病对口腔细菌存在影响。

(四)分布

对微生物而言，口腔是一个复杂而有益的定植生境。口腔内不同部位，即不同生境、生态点、生态位，因其解剖位置、结构、理化性质的差异而各具特点。在口腔不同生境中，其氧化还原电势、pH 值、有机物及无机物的组成以及口腔内食物咀嚼、唾液及龈沟液的分泌、口腔常规卫生措施、药物服用、个人嗜好等方面均存在一定差异，也因此形成了复杂的微生物群及其分布的差异。表 22-2 为口腔常见微生物在不同生境中的分布情况。

1. *唾液*　在唾液菌群中，链球菌所占比例最大，占唾液细菌总数的 41%。革兰阳性杆菌及丝状菌(放线菌和乳杆菌)占 16.6%、韦荣球菌占 15.9%、革兰阳性厌氧球菌约占 13%，其余各菌如革兰阴性厌氧杆菌所占比例略低。正常人唾液中梭杆菌可达 2.72×10^5/ml。生态失调时其数量可超出正常范围，引起宿主的口腔疾病，如急性溃疡性龈炎。

口腔链球菌群是唾液中的优势菌群，以唾液链球菌和缓症链球菌最多见。棒杆菌(*Corynebacterium*)、诺卡菌和放线菌也是唾液的正常菌群。此外，唾液中还含有一定数量的韦荣球菌、奈瑟球菌(*Neisseria*)、嗜血菌(*Haemophilus*)、乳杆菌、普雷沃菌、拟杆菌(*Bacteroides*)、二氧化碳噬纤维菌、假丝酵母菌(*Candida*)。引起义齿性口炎的白色假丝酵母菌主要定植于唾液中。

2. *牙*　在同一牙的不同部位，因其解剖结构及理化条件的差异，微生物的组成也不相同。光滑牙面是口腔自洁区，容易受到唾液清洁、食物摩擦以及刷牙和含漱等口腔卫生措施的影响。所以，在光滑牙面以需氧和兼性厌氧的细菌为优势菌，如血链球菌、奈瑟球菌、放线菌和罗氏菌。牙邻面和点隙沟裂由于清洁措施不易接近，有利于细菌生长，加之部位隐蔽，厌氧菌数目较多。点隙沟裂的主要细菌包括血链球菌、变异链球菌、黏性放线菌(*Actinomyces viscosus*)和韦荣球菌。邻面的主要细菌是黏性放线菌、内氏放线菌(*Actinomyces naeslundii*)、血链球菌和普雷沃菌等。

3. *舌、颊、腭黏膜*　舌背含丰富的乳头，对微生物的滞留极为有利。而舌腹部有光滑的黏膜面，与唾液接触密切，受唾液菌群影响，其常居菌种的类型波动较大。舌背优势菌是唾液链球菌和韦荣球菌、普雷沃菌、二氧化碳噬纤维菌等。

4. *牙龈及龈沟*　牙龈的不同部位，如游离龈、附着龈和龈沟是不同的生态环境。龈沟是游离的边缘龈与牙根表面所形成的“V”形缝隙，是

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

非自洁的滞留区。正常龈沟的优势菌是革兰阳性的球菌和杆菌，约占可培养菌总数的70%，包括内氏放线菌、黏性放线菌、优杆菌、丙酸丙酸杆菌(*Propionibacterium propionicum*)、血链球菌、口腔链球菌、韦荣球菌、具核梭杆菌和二氧化碳噬纤维菌。

表 22-2　口腔常见微生物的分布

生　境	优势微生物
唾液	唾液链球菌、缓症链球菌、奈瑟球菌、韦荣球菌、乳杆菌、放线菌
唇	表皮葡萄球菌、口腔链球菌
颊、腭	缓症链球菌群、嗜血菌
舌	唾液链球菌、口腔球菌、奈瑟球菌
牙	口腔链球菌群、放线菌、梭杆菌、二氧化碳噬纤维菌、普雷沃菌、卟啉单胞菌
牙龈及龈沟	口腔链球菌群、放线菌、梭杆菌、普雷沃菌、卟啉单胞菌、二氧化碳噬纤维菌、韦荣球菌、螺旋体
病理性牙周袋	牙龈卟啉单胞菌、中间普雷沃菌、具核梭杆菌、月形单胞菌、沃林菌、消化链球菌、螺旋体
义齿及矫治器	口腔链球菌群、假丝酵母菌

三、口腔生态系平衡与口腔健康的关系

生态学的核心问题是生态平衡和生态失调。口腔生态系是一个动态的生态系统，其中生态平衡和生态失调是永恒的主题，口腔微生物之间，以及微生物与宿主之间的生态平衡与生态失调与宿主健康密切相关，也是口腔感染性疾病发生发展的重要影响因素。

(一)生态平衡与健康

人体正常微生物与宿主之间存在着复杂而密切的生态学关系。人体正常微生物群被认为是成功寄生物的典范，它们对宿主来说，不仅仅是单纯的共生关系，而是不可缺少的益友。在正常情况下，这些微生物与宿主之间相互处于生态平衡，在宿主机体内形成生物屏障，防止外源性微生物的侵入，激活机体免疫功能，提供机体所需的消化酶类、维生素等，以维持宿主健康的状态。同时，也可能因其自身的或外界的影响使这种生态平衡失调而引发疾病。

微生物与宿主的这种共生关系被认为始于生命存在之时，美国科学家在人类的成纤维细胞中分离出C型RNA病毒，即证实了这一观点。对无菌动物和悉生生物(gnotobiote)的研究不仅证实了正常微生物群和宿主的共生关系，还证实了正常微生物对宿主是不可缺少的，而且有着极为重要的有益作用。

关于口腔正常微生物群对宿主有益作用的研究，目前还不多见。但依据机体正常微生物对宿主的有益作用，大致可包括以下几点：

1. 组成保护性生物屏障，具有机械性保护和抵御外籍微生物入侵的作用。
2. 参与多种维生素的合成、吸收和利用。
3. 产生抗自由基的蛋白酶，如超氧化物歧化酶(SOD)。
4. 产生有助于食物消化的蛋白酶、淀粉酶等，参与体内蛋白质、胆固醇和糖代谢。
5. 刺激宿主免疫机制，增强和维持宿主的特异性和非特异性免疫功能。

与普通动物相比，缺乏正常菌群的无菌动物的生理代谢速度较低，其肠壁也较正常动物薄，绒毛变短变细。正常菌群能合成宿主需要的多种维生素、消化酶，从而有助于宿主的生理代谢、消化和吸收功能，维持健康。正常菌群产生的消化酶，如蛋白酶、脂酶等均有助于食物的消化和吸收，栖瘤胃普雷沃菌、月形单胞菌都有代谢氨基酸的作用。优杆菌则需要胆固醇及有关化合物作为其H^+受体。关于口腔正常菌群与宿主口腔的共生关系已有一些研究。研究者们发现，血链球菌、格氏链球菌(*S. gordonin*)等口腔链球菌群细菌能酵解食物中的糖类，牙龈卟啉单胞菌有较强的分解蛋白质的能力。具核梭杆菌对氨基酸的分解作用也被证实。血链球菌、格氏链球菌、口腔链球菌产生的H_2O_2是口腔重要防御机制——唾液过氧化物酶系统重要组成部分H_2O_2的重要来源。

(二)生态失调与疾病

在正常生理状况下，定植的微生物与宿主为

处于生态平衡的统一体，并保持密切的共生关系。在正常生理状况下，正常微生物对宿主不导致疾病，但不是说这些正常微生物群在宿主任何部位、任何条件下均不致病。当在这种生态平衡被破坏，即生态失调状况下，宿主即存在发生疾病的可能性。长期以来，临床医学专家将这些在一定条件下致病的微生物称为条件致病菌。这些正常微生物会因其数量异常增加，易位（translocation）或定植生境的变化，如外力损伤，或其毒性克隆表达变异等原因而导致疾病的发生。生态区内微生物数量的增加、易位和定植生境的变化只是表面的影响因素，其致病的本质则是毒性因子（virulencefactor）的存在，也因此有“有毒株”和“无毒株”之称。毒性因子是微生物致病因子的总称，包括微生物细胞具有的菌毛、外膜蛋白、荚膜以及产生的内毒素、致病性酶类和其他一些代谢产物。这些毒性因子是正常微生物可能致病的基础，而对正常微生物群来说引起生态环境变化的各种生态因子可能影响毒性因子的表达及水平，但其关键的因素则可能是毒性因子的启动因子，启动子区域的差异可能与局部生态环境、微生物等直接相关。

口腔义齿修复可能引起的牙齿龋病、牙周炎被认为是口腔局部修复部位生态失调的结果，由于修复过程及义齿的介入影响了局部生态环境的平衡状态，包括形成新的滞留区从而改变局部生态环境及细菌的组成，为致龋菌和牙周病原菌的增殖创造了有利的条件。

第二节　口腔修复生态学

一、口腔临床修复的生态学问题

口腔义齿的修复材料、修复方式、修复治疗过程及修复体介入口腔后在口腔的适应性，以及对口腔局部组织及口腔生态系的影响，一直是口腔修复临床关注的问题，特别是牙体制备及戴用修复体后出现的继发性龋病和牙周病是困扰修复临床医师和患者的重要问题。随着社会的进步，科学技术的迅速发展，多学科的相互渗透、交叉融合越来越多。在 20 世纪 80 年代，口腔修复学医师和口腔生态学研究者们将修复学与口腔生态学、生物力学和材料学相结合，开展了跨学科的研究工作。研究者们探讨了不同类型的义齿修复材料的性能，修复治疗过程、义齿戴入对患者口腔微生态环境的影响，以及引起继发性龋病、牙周病的原因。大量的研究证实了余留牙的继发性龋病和牙周病与义齿修复有关，是因义齿修复引起了口腔局部的生态失调。

修复材料的物理、化学和生物性能对患者口腔的影响一直是修复临床关注的问题，其研究的重点在材料的安全性及组织相容性方面。研究发现不同修复材料对不同细菌的生长影响不同，不同细菌在不同修复材料表面的定植量存在差异。近期对微生物在不同口腔种植材料的黏附性研究，发现口腔微生物的生长定植力与修复材料的类型有关，从而影响牙菌斑生物膜的形成和成熟，由此引发不同修复材料与口腔微生物以及致龋菌、牙周病原菌相关性的思考和研究。

（一）修复体与龋病

可摘局部义齿（removable partial dentures，RPDs）是最常见的一种口腔牙列修复方式。测定旋转戴入式 RPDs 戴用 5 年后对基牙健康的影响，发现新的龋坏主要发生在基牙靠缺隙侧邻面，旋转固位体和常规卡环这两种基牙邻面的损害严重，这与基牙上的牙菌斑量特别是沉积在与卡环和基托接触牙面上的牙菌斑量增加有关。

对 RPDs 与基牙龋坏之间潜在关系的研究发现：在戴牙后 7d、14d、21d 和 3 个月后细菌组成变化较大，变异链球菌等三种主要致龋菌均被检出，变异链球菌为优势细菌，呈逐渐上升的趋势。

（二）修复体与牙周病

研究发现患者在戴用金瓷固体桥 3 个月后，基牙龈沟和桥体龈面的细菌量有明显增加；在戴用 RPDs 后 14d，基牙的牙菌斑量增加，其牙菌斑指数（PI）、龈炎指数（CI）、牙龈出血指数（GBI）也有增加。牙菌斑量增加则与戴用 RPDs 后基托与基牙及黏膜之间，卡环与基牙之间形成新的滞留区，使其间唾液流速减慢、流量减少、牙的自洁作用降低，以及氧化还原电势降低和口腔清洁措施受阻，促进了牙周病原菌的定植及牙周病的发生

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

和发展。

(三)种植修复体与种植体周炎

牙种植体修复是以种植体为基桩的义齿修复，近年来种植修复临床，因种植修复后引起的种植体周炎(种植体周围软、硬组织炎症病变的总称)和牙种植失败而被广泛注意。研究发现细菌感染是导致牙种植体周炎的重要原因。因此，如何进行成功的种植修复，维护种植修复体行使正常功能和延长其使用寿命，也同样存在与口腔生态学密切相关的问题。

(四)赝复体与口腔细菌

赵玮等报告上颌骨缺损的塑料中空托牙式修复体(最常用的上颌赝复体)，考察修复体戴入前后口腔微生物的变化，发现戴用塑料中空修复体3个月后，唾液中二氧化碳纤维菌和白色念珠菌的数量和组成比均有显著性升高，而创面中除口腔链球菌、奈瑟球菌和小韦荣球菌外，其他大部分细菌仍明显高于基线水平。

(五)义齿性口炎

修复临床将与义齿接触的腭黏膜或龈黏膜的炎症损害，通称为义齿性口炎。义齿性口炎多发生于上颌全口义齿配戴者，义齿创伤被认为是重要的诱发因素。义齿良好的边缘封闭在塑料基托与黏膜之间形成负压，其下的软组织白色假丝酵母菌是 NewtonⅡ型和Ⅲ型义齿性口炎的主要病原菌。

二、口腔临床修复生态学的研究内容

与口腔修复有关的修复材料，修复方式、修复治疗过程及修复体戴用后出现的诸多问题是修复临床研究的重点之一，长期以来，修复临床的专家们从修复临床学、材料学、生物力学以及局部口腔清洁卫生措施等方面进行了大量的研究，并取得丰硕的成果。在20世纪90年代，随着口腔微生物学、口腔生物力学、分子生物学和微生态学的发展和进步，修复临床对义齿修复中出现的继发感染的研究有了新的认识和思考。国内由赵云凤、肖晓蓉和高宁领导的研究小组以生态学理论为指导，结合口腔微生物学、口腔生物力学、分子生物学等多学科的理论和方法，思考义齿修复中的生态学问题，并进行了有关修复材料和修复方式对局部生态环境和定植微生物影响的系列研究，在相关研究的基础上在国内外率先提出了“修复生态学”这一新概念，为现代修复学掀开了新的篇章。修复生态学是口腔修复学的重要分支学科，涉及材料学、生物力学、口腔生物学、口腔微生物学、分子生物学及遗传学等多种交叉学科。修复生态学的提出及相关研究的深入，将给口腔修复临床专家们用生态学理论及相关交叉学科探讨口腔修复材料、临床治疗及修复体设计展示一个更为广阔的新领域。

(一)口腔修复体与口腔生态平衡

口腔生态学者认为将戴用可摘局部义齿后基牙出现继发性龋病的原因简单地归及为与口腔卫生措施有关，从而影响了对义齿修复后的继发性病变发生、发展机制的深入研究。口腔生态学和口腔微生物学研究的深入，使牙菌斑及其口腔细菌与义齿修复后的继发性病变如龋病、牙周病的关系得到更广泛的关注和更多、更深入的研究。近年来，研究者们从牙菌斑指数、牙周指数、龈沟液流量及致龋菌、牙周病原菌等方面讨论了义齿修复与临床继发感染的关系，证实义齿修复后的继发性病变多为细菌性感染，分析其致病机制发现与义齿修复后口腔局部生态环境的生态失调密切相关。义齿修复材料的组成、结构、性能和表面状态，操作和设计方式，以及义齿戴入后对牙龈组织和细胞的影响，可能改变口腔局部生态环境的生态平衡，包括局部生境中理化因子的变化、新生境(滞留区)的形成、氧化还原电势的改变、原定植细菌的生长、数量、组成的变化及易位可能导致局部生态环境的紊乱或失调，而成为基牙发生龋坏的潜在因素。患者自身对这种改变的适应性和调节力是维持或恢复局部生态平衡的基础。其结果可能是暂时性的生态紊乱，也可能是严重的生态失调从而引起继发性病变如龋病、牙周病等。

(二)口腔修复材料的生态学

研究证明口腔细菌对不同材料黏附的差异，除了与材料本身的理化性质、组成、表面粗糙度等因素有关外，还与细菌自身的生物学特性，宿主个体的口腔和全身状况、口腔卫生习惯等多种因素密切相关。而这些复杂的影响因素有可能是类似研究，特别是体内研究得出不同结果的重要原因。因此在义齿修复材料研究中，不仅要考虑修复材料的美观、耐用，对组织细胞的毒性和致敏性等因

素，还必须从维护口腔生态系的生态平衡去思考和运作，其中包括修复材料对局部牙龈组织和细胞、口腔菌群的黏附定植和生态平衡的影响。

1. *修复材料的种类与细菌的黏附和生长* 口腔微生物在不同修复材料表面的黏附和定植与修复材料的理化性质、组成、结构、表面的粗糙度、电荷、疏水性等有关，获得性膜是牙菌斑形成的基础，研究证实唾液中的糖蛋白可选择性吸附于修复材料表面形成获得性膜，口腔细菌通过获得性膜集聚增殖形成牙菌斑生物膜。有关修复材料表面获得性膜形成的研究还发现，不同修复材料表面形成的获得性膜其化学组成存在差异。在黄金、复合树脂表面可形成有机膜，但在硅粘结剂表面不形成有机膜。在形成的有机膜中，也还可能存在化学成分如蛋白质、氨基酸和糖类的不同，以及形成速度的差异。获得性膜的形成与否及其存在的这些差异将影响细菌的定植种类和数量，继而影响局部的生态平衡。有关修复材料表面获得性膜形成的差异与材料表面存在的特异性受体和宿主的唾液选择性吸附作用的介导等因素的相关性，仍是一个较为复杂的未知领域，值得深入探讨。了解细菌在不同修复材料表面的黏附机制和状态，减少细菌在材料表面的黏附和定植是研究者们需要探讨的问题之一。有关变异链球菌在不同修复材料表面黏附和定植的研究发现：变异链球菌在 β 合金和 α 合金上的黏附量比 PG_2 合金和 24K 纯金上的多，而在复合树脂上的黏附量比银汞合金多。

2. *不同细菌对同种修复材料的黏附和定植* 研究发现不同细菌对同一种修复材料的黏附和定植力也存在一定的差异。对口腔优势菌链球菌在银汞合金和复合树脂黏附的研究结果显示：血链球菌分别占黏附菌的 6.5% 和 40%；唾液链球菌分别占黏附菌的 30% 和 20%。口腔链球菌群细菌对 5 种受试材料的黏附量测定发现：血链球菌的黏附量依次为玻璃离子粘结剂＞羧酸粘结剂＞磷酸锌粘结剂＞硅粘结剂和牙釉质；变异链球菌的黏附量依次为玻璃离子粘结剂＞羧酸粘结剂＞硅粘结剂＞磷酸锌粘结剂和牙釉质。研究者们还发现口腔中常见的三种链球菌：变异链球菌、血链球菌和缓症链球菌对金合金、钴铬合金、银汞合金表面的黏附力也存在差异，变异链球菌对金合金、钴铬合金表面的黏附力最大，血链球菌次之。血链球菌对银汞合金表面的黏附力最大，其次是变异链球菌和缓症链球菌。

Chin 等指出同一种材料组成比例的改变也会影响细菌的黏附量和组成比，在改变粘结剂的粉液比时，细菌的黏附量随液体的用量增加而增加。此外，细菌在材料表面的黏附量与材料表面的粗糙度密切相关，材料表面粗糙度与细菌黏附量呈正相关关系，研究发现血链球菌的黏附量与口腔义齿修复材料：湿热固化基托塑胶及 Co-Cr 合金的表面粗糙度呈正相关关系，相关系数分别为 $r_{塑胶}=0.46$，$r_{合金}=0.25$，相关系数的 t 检验 $P<0.01$。

（三）牙体制备及修复体设计的生态学

在正常生理状况下，口腔内环境处于一种动态的生态平衡之中，包括其中定植的微生物。研究发现牙齿的丧失可破坏这种生态平衡，包括局部的生态环境及其定植的微生物种类和数量，而且缺失牙的修复及修复方式也将影响局部的生态环境及其定植的微生物种类和数量，并因此引起修复部位牙龈及相邻牙继发牙周病或龋病。

1. *牙体制备* 牙体制备是一个技术要求很严格的操作，操作不慎将损伤牙龈组织或邻牙，从而引发龈炎或龋病。事实上，即便是最优秀的修复医师在临床的牙体制备中，由于机械切削、冷却水和气的冲洗均不可避免的会影响到局部的生态环境及其定植的微生物。

2. *可摘义齿修复* 戴用义齿后不仅影响了口腔的生理性自洁作用，而且在卡环、𬌗支托和基托与余留牙接触的部位形成新的滞留区，为致龋菌变异链球菌的附着、生长繁殖提供了有利的条件。Ghamrawy 等发现：可摘局部义齿有增加余留牙菌斑的作用。Bergman 等在一项长达 10 年的纵向研究中证实：可摘局部义齿可能会促进牙菌斑在牙面的附着，从而增加了龋病、龈炎和牙周炎的发病率。Brill 等在可摘局部义齿导致口腔生态变化的研究报道中指出：在戴用可摘局部义齿后，余留牙上的牙菌斑量增加，主要沉积在与卡环和基托接触的牙面上。张铭翔对全口义齿患者口腔内环境的研究指出，全口牙缺失可导致唾液腺分泌功能降低，在义齿修复后一段时间唾液分泌功能出现适应性改变。Diane 认为，戴用 RPDs 后卡环、基托和支托不仅会影响口腔的生理性自

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

洁作用，而且在基托与基牙及黏膜之间，卡环与基牙之间形成新的、有益于多种细菌，特别是厌氧菌生存的生境。

3. 固定义齿修复　固定义齿的特有修复方式，对牙龈组织的影响是显而易见的。肖芪春、赵云凤等对金瓷冠边缘伸入龈下的研究结果显示：修复后基牙的龈沟液流量明显增加，与修复前相比有显著差异($P<0.05$)。Conrad 等发现凡是与义齿接触的牙面其牙菌斑指数均较高。固定修复体的边缘位于龈沟也将影响龈沟生态环境，包括龈沟液流量的减少、流速的减慢、形成新的滞留区等。Valdchany 等发现修复体位于龈下者，牙龈指数均升高，而且龈袋深度增加。因此，固定义齿修复设计一般主张冠的边缘最好止于龈上或与龈齐平，以减少和防止固定义齿修复对牙周组织的损伤。保护局部生态环境是固定义齿修复临床的重要课题。

4. 种植修复　种植修复因将种植体植入牙槽骨而具备了天然牙的某些特点，受到患者的喜爱，但种植体修复要求穿通黏膜，并与相应的软组织和硬组织分别形成种植体-软组织界面和种植体-硬组织界面。成功的种植体应该有类似天然牙上皮附着的结构，即形成具有生物屏障功能的紧密的上皮袖口。研究者们发现种植体周上皮袖口的密合性，口腔微生物的组成、数量是影响种植体成功率、种植体存留时间的重要因素。局部及全身的抗生素治疗可缓解或治愈种植体周炎，提示细菌感染是种植体失败的重要原因，在失败种植体周可检出优势的牙周病原菌，如牙龈卟啉单胞菌、中间普雷沃菌和具核梭杆菌、螺旋体。对 32 例种植修复患者的龈沟细菌分析，共检测出 18 种细菌，以口腔链球菌群(90%)和口普雷沃菌(62%)为主。细菌学研究结果表明，成功的种植修复体周牙菌斑的细菌组成情况与正常牙周菌斑细菌组成情况基本相同。与牙周炎一样，细菌感染因素是导致牙种植体周围炎的重要原因。因此，以生态学理论为指导，对了解种植体周炎的病因机制、成功地设计和进行种植修复，以及维护种植修复体的正常功能和延长其使用寿命上有着重要意义。

(四)口腔修复的生态维护措施及意义

在口腔修复中加强生态维护的意识非常重要，包括修复材料的选用、修复体的结构设计、义齿戴用后口腔及义齿的清洁措施和定期的临床检查等。有专家指出：设计修复固定义齿和可摘局部义齿的主要目的应该是保护余留牙及口腔软硬组织，而不仅是注意修复失牙的功能，这也是口腔修复医师应遵循的基本原则。戴用义齿不仅影响了牙齿和牙龈的生理性自洁作用，而且增加了口腔卫生的难度，还可能引起余留牙的病变。定期复诊可及时发现和预防种植体周炎的发生，从而保证了种植修复的远期效果。帮助患者理解保持口腔及义齿卫生的重要性，养成良好的口腔卫生习惯是非常必要的。

第三节　固定修复生态学

固定修复即冠桥修复是临床牙体牙列缺损常用的修复方式，可恢复患者的美观、发音和咀嚼功能。修复引起的基牙及龈沟内微生态的平衡失调是引发龋病和牙周病的潜在因素。光固化复合树脂金属联合冠对牙周组织健康影响的动物实验结果表明：在戴用修复体后 3 个月，实验组动物口腔中的牙菌斑指数、牙龈指数均高于对照组；组织学检查也显示实验组的炎症反应较明显。研究发现固定修复体的位置也是重要的影响因素之一，其边缘放于龈沟内，将影响或改变龈沟的生态环境从而影响龈沟细菌的组成和数量；冠的边缘止于龈上或与龈齐平，可减少和防止固定义齿修复体对牙周组织的损伤。Jakob 比较了固定修复体 3 种边缘位置对局部区域的影响，发现边缘位于龈下时牙龈指数升高、牙周袋加深，而位于龈上或平齐龈缘则无牙龈炎症反应，龈下细菌组成也无明显变化。此外，其他的影响因素还包括固定修复体边缘的形状、适合性和表面的粗糙度。

一、全冠和固定桥修复与口腔生态环境

冠或固定桥修复时，由于修复体边缘伸入龈下而出现修复后牙龈增生、红肿和炎症的情况在修复临床较常见，修复临床的医师对修复后牙周损伤虽然给予关注但对其机制仍末完全明了。近

年来，研究者们提出固定桥修复后牙周损伤与口腔局部生态环境的变化密切相关，研究证实固定桥的介入影响口腔局部微生态环境的生态平衡，牙龈增生、红肿和炎症是生态紊乱或生态失调的表现。Stein 等指出固定桥桥体不是一块简单的置入修复材料，而是存在于口腔的完整修复体-组织的一个动态成分。修复后桥体覆盖失牙区牙槽嵴黏膜，使局部微生态环境改变，并重新建立一个动态的生态平衡。

（一）冠、桥修复材料与口腔生态环境

口腔修复材料的组成、性能、表面的电荷、疏水性和光洁度，均可影响口腔或局部生态环境的平衡导致感染。Satou 等发现口腔修复材料表面的静电作用和疏水键对细菌在修复材料表面的黏附过程中起着重要的作用。动物实验和扫描电镜结果的研究表明：光固化冠、桥复合树脂在口腔环境 3 个月后，表面将变得粗糙，还可见到一些暴露的气泡。口腔生态学者认为修复体是口腔的特殊生态区，不仅对口腔生态环境有影响，光固化修复材料表面可形成获得性膜，如黄金、复合树脂、细菌在修复体定植而有些材料则无有机膜形成。

金属材料因其强度、硬度、耐磨性和耐腐蚀性等性能优于陶瓷和树脂材料而常常被选作冠、桥修复材料，临床和患者关注更多的是这些金属材料的生物相容性，对口腔组织及人体的影响主要在其致癌性和致敏性，而较少关注这些金属材料对口腔微生态环境的影响。研究者们发现镍铬合金烤瓷冠修复后，牙龈组织的结构发生改变、出现炎症。相关的临床和实验室研究结果表明：牙科合金具有的元素多样性和复杂性包括金属离子的析出和产生腐蚀的电化学行为等。镍基合金、钴基合金、纯钛和钛合金是常用的牙科铸造合金材料，也常用作冠、桥修复材料，合金冠边缘延伸至龈沟内与周围组织构成新的小生态环境和“腐蚀的微环境”，其释放的金属离子容易在不易受唾液影响而相对滞留的龈沟内富集，并影响口腔生态环境的生态平衡，合金中金属离子的析出被认为与合金的晶相结构、金属元素的耐腐蚀性和宿主个体的差异有关；深入的研究表明镍离子（Ni^{2+}）和钴离子（Co^{2+}）可降低 DNA 合成，抑制 DNA 转录与复制，影响碱性磷酸酶（ALP）的活性及钙化，激活免疫细胞、产生细胞因子和致炎因子，影响成纤维细胞的生长和成骨细胞的分化，从而影响口腔生态环境。

塑料冠因其材料的性能、结构和生物相容性差，与对牙龈刺激较小的陶瓷修复体相比被认为对口腔生境的影响更大。当前口腔修复界认为陶瓷全冠和固定桥修复体是较为理想的修复体，这是因为陶瓷特殊的结构、组成、性能和加工完成后其表面的光洁度和色泽与天然牙更相似，而且生物相容性好，对口腔软组织和硬组织无毒、无刺激，对口腔生态环境的影响小，微生物不易黏附定植等。

（二）牙体制备与口腔生态环境

牙体制备是口腔牙体缺损修复过程中，尤其是固定修复体制作过程中一个重要的环节。全冠牙体制备形态与全冠戴入后的修复形态、固位、适合性，不仅与修复体使用寿命密切相关，而且其对局部生态环境的影响也是临床必须考虑的重要问题。全冠牙体制备切割硬组织时对局部生态环境的影响是显而易见的。牙体制备过程中，在切削过程产生的高温和强有力的冷却水的机械清洗对局部生境有影响，而且机械切削不仅会磨除牙釉质使牙本质暴露，还会导致牙龈组织中成纤维细胞和内皮细胞的增生和一过性的血管扩张。在牙体制备的形态因素中，与龈沟环境改变直接有关的是修复体边缘的位置和形态。临床上常因全瓷修复体的牙体制备不足造成牙冠形态过突而导致牙周炎的产生。

（三）戴用冠、桥修复体与生态环境

冠、桥修复体的设计、形状以及修复体戴入口腔后，修复体的形态和邻面触点的松紧度及位置、表面粗糙度和边缘适合性等均会对局部生态环境造成一定的机械刺激而影响其理化性质。

1. *新生境的建立和特点* 修复后桥体覆盖失牙区牙槽嵴黏膜使局部微生态环境改变，包括在桥体组织面与牙槽嵴黏膜之间建立起一个新的滞留区，一个特殊的生态环境。在这一生境中唾液流速减慢、流量减少，氧化还原电势降低，加之受口腔生理性自洁作用和宿主口腔清洁卫生措施作用影响的减少，桥体下食物残渣极容易滞留聚积，而有利于牙菌斑的形成和集聚，局部微生态环境的改变是显而易见的。

2. *固定桥桥体下的黏膜组织反应* 固定桥桥体下的黏膜组织反应一直是临床关注的热点，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

包括桥体的表面粗糙度、桥体的形态、位置和适合性等对局部组织形成机械的刺激作用。这种局部刺激作用被认为是炎症产生的主要原因。Jakob比较三种固定修复边缘位置对局部牙龈组织的影响，结果显示边缘位于龈下导致牙龈指数升高、牙周袋深度增加。Felton等发现修复体边缘的适合性差，与龈沟液流量和牙龈指数密切相关。这一因素必将导致桥体下黏膜组织产生炎症。临床研究发现在戴桥后10d即可出现周围组织向着桥体方向增生，黏膜的肿胀增生使其形态和体积改变，在6个月内可见桥体下间隙关闭。通常黏膜肿胀增生，使组织与黏膜接触面增大，楔状隙变小封闭，而严重者可在桥体周围形成假性牙周袋。Silness对18例固定桥长达12年的观察发现：初戴时保留在桥体与黏膜的间隙逐渐缩小，最后紧密接触和封闭者，周围黏膜组织增生肿胀在桥体周围形成的假性牙周袋者增多，桥体下牙龈指数为2～3。Steind对500个桥体(其中90%以上为改良鞍式)下黏膜组织反应的研究结果指出：约1/3以上的桥体周围有肉眼可见的炎症反应。取下固定桥后，有95%的桥体下牙槽嵴黏膜与桥体接触面有炎性反应，严重者可见溃疡形成，组织学切片证实桥体下黏膜为慢性炎症反应。Silness也报道，在桥体下有食物堆积、黏膜红肿、渗出物增多，部分桥体下黏膜轻探或加压可出血。Bouquot等认为桥体下黏膜炎症和牙槽骨缺血可能是部分固定修复患者自发性疼痛的原因。

二、全冠和固定桥修复与牙菌斑生物膜

牙菌斑(dental plaque)是口腔常见疾病龋病和牙周病的主要致病因素。牙菌斑的存在是固定桥修复后继发性感染及龋病和牙周病发病的启动因子。

(一)牙菌斑的定义

牙菌斑是细菌黏附于牙面，并赖以生存的微生态环境(ecologicniches)，是一个典型的生物膜。其含有的细菌酸性物质和毒性产物可引发龋齿和牙周病。将牙菌斑简单地定义为牙面的沉积物，这一认识不够确切。因牙面的沉积物多种多样，如白质(materialalba)、黏蛋白膜(mucinousfilm)、软垢(softdeposits)，所以，用牙面沉积物解释牙菌斑没有突出牙菌斑的特征，又可能与上述名称发生概念上的混淆。早期研究者就发现牙面上存在着牙菌斑。自1683年VanLeuwenhoek首次使用显微镜起，人类就发现在牙面沉积物中有微小生物体。1840年Buhlmann将牙菌斑命名为Buhlmann(纤维膜)，1847年Fioinus称其为牙面薄膜，1867年Leber等命名其为纤毛菌膜。但当时由于受研究条件的限制，未能给牙菌斑下一个明确而又恰当的定义。

1897年，Williams在显微镜下观察了400余例釉质切片，发现牙面上存在着一层厚的、纤毛状的微生物团块。于是，他首先提出牙菌斑这一名称，并推测牙菌斑内的微生物可能产酸，导致龋损。1937年，Forsdick提出牙面上的微生物必须在牙菌斑这个特定环境下代谢产酸，并使酸维持一定的浓度、不被唾液所稀释和长久作用于牙表面，才能导致龋损。

1963年，Dawes定义牙菌斑是附着在牙面上不易被漱口液清洗掉的软而黏的物质。但这一定义未能科学地说明牙菌斑的本质，对牙菌斑的性质、代谢、危害性也均缺乏深刻认识。

自20世纪60年代以来，通过对牙菌斑大量深入的研究，人们才逐渐认识到牙菌斑不仅是牙面沉积物，而且还是有形态、有结构、有代谢活动的完全独立的微生态系统。与活性组织一样，它由细胞(细菌)和细胞间质(牙菌斑基质)所构成，可以生长繁殖并具有特殊的结构和新陈代谢规律。在牙菌斑内细菌细胞不断死亡，同时又不断产生新的细菌细胞。

口腔生态学家们认为牙菌斑既是存在于牙面或牙周袋内的一个细菌生态环境，又是一个由细菌和生境组成的生态系。细菌在其中生长、发育和衰亡，并进行着复杂的物质代谢活动，在一定条件下，细菌及其产物将会对牙齿和牙周组织产生破坏。

(二)牙菌斑的分类

牙菌斑是寄居在牙齿表面的、以细菌为主体的生态环境，其细菌组成和结构会受到口腔部位、牙位、牙面的影响。牙菌斑的分类有两种方法，即根据牙菌斑所在部位和致病作用分类。

1. 按所在部位分类

(1)龈上菌斑：(supragingivalplaque)是指位于牙颈部龈缘以上牙面的牙菌斑，包括窝沟菌斑、

光滑面菌斑、邻面菌斑、颈缘菌斑。龈上菌斑的结构比较完整，主要的细菌是革兰阳性球菌、杆菌。随着菌斑成熟，革兰阴性球菌、杆菌和丝状菌的数量将增多。

①窝沟菌斑：沟裂菌斑是指位于牙面的点隙沟裂内的牙菌斑。受其部位的限制，这种牙菌斑的结构不规则，排列紊乱，多数细菌为革兰阳性球菌、短杆菌。牙菌斑内含较多的食物残渣、酵母菌，沟裂入口处可见丝状菌。

②光滑面菌斑：光滑面菌斑是指位于牙的光滑表面上，如牙邻面或䯣面的平坦面上的牙菌斑，结构一般比较有规律，含大量革兰阳性球菌、杆菌和丝状菌。

(2)龈下菌斑：龈下菌斑(subgingivalplaque)位于龈缘以下，分布在龈沟或牙周袋内。

①附着性龈下菌斑(attachedsubgingivalplaque)：它由龈上菌斑延伸到牙周袋内，附着于牙根面，其结构、成分与龈上菌斑相似，细菌种类增多。细菌主要为革兰阳性球菌及杆菌、丝状菌，还可见少量革兰阴性短杆菌和螺旋体等。

②非附着性龈下菌斑(unattachedsubgingivalplaque)：它位于附着性龈下菌斑的表面，为结构较松散的菌群，直接与龈沟上皮和袋内上皮接触。细菌主要为革兰阴性厌氧菌，还包括许多能动菌和螺旋体。

由于龈上菌斑与龈下菌斑所处的生态环境不同，它们的组成、致病性也有所不同。健康部位的龈上菌斑较薄，细菌较少，主要为革兰阳性链球菌和放线菌，以及韦荣菌和罗氏菌等；在健康部位，龈下菌斑量少，菌斑较薄(<80nm)，主要由革兰阳性链球菌和放线菌和革兰阴性菌组成。

2. 按致病作用分类

(1)致龋菌斑：致龋性菌斑是指与龋病发生有关的牙菌斑，多位于牙的䯣面、光滑面、邻面和颈缘，主要的致病产物是有机酸。致龋菌斑的主要生物学特征为：利用蔗糖的速度快，乳酸产生速度快；产生多糖的速度快，接触蔗糖15min内，20%以上的蔗糖转化为细胞内多糖；变异链球菌的数量多，而非致龋菌斑中血链球菌的数量多；合成葡聚糖酶的细菌及韦荣球菌的数量少。

(2)致牙周病菌斑：是指位于龈缘和龈沟内的牙菌斑。龈沟是一个相对稳定和厌氧的微环境，它不易受到唾液冲洗、食物嵌塞，口腔卫生措施等的影响，其氧化还原电势(Eh)比口腔黏膜低，特别是当龈沟加深形成牙周袋时，其氧化还原电势更低。正常龈沟的氧化还原电势为+70mV～+100mV，而深牙周袋的氧化还原电势可达-300mV。这样的环境有利于厌氧微生物生长繁殖，并形成以革兰阴性厌氧菌为主的龈下菌斑。龈沟液中营养丰富，特别是牙龈炎症，龈沟液增加时，丰富的营养物质，对于那些营养条件要求高的厌氧微生物，牙周袋是它们生长繁殖的理想场所。牙周袋是病理性破坏所致的特殊生态环境，是因牙龈附着丧失、牙槽骨吸收形成的盲袋。深牙周袋是一个氧化还原电势很低的环境，而且不易受到唾液及龈沟液的冲刷。其中厌氧菌，特别是革兰阴性的无芽胞厌氧杆菌是引起牙周炎和种植体炎的重要病原菌，如牙龈卟啉单胞菌、中间普雷沃菌、具核梭杆菌、月形单胞菌、沃林菌，革兰阳性的厌氧球菌(消化链球菌)和螺旋体的数量和种类明显增多。

(三)牙菌斑微生物

牙菌斑是以细菌为主体的生态环境，细菌占牙菌斑容量的60%～70%，研究表明，每毫克湿牙菌斑中约含有10^8个以上的细菌细胞。此外，牙菌斑还有少量的酵母菌、真菌、病毒和支原体。牙菌斑内细菌的种类繁多，有500多种，以兼性厌氧菌和厌氧菌(*anaerobe*)占优势。

可培养的牙菌斑细菌主要有：

(1)革兰阳性球菌：微球菌、葡萄球菌、变形链球菌、米氏链球菌、消化链球菌、缓症链球菌、唾液链球菌和血链球菌。

(2)革兰阳性杆菌：黏性放线菌、丙酸杆菌、溶牙放线菌、优杆菌、内氏放线菌、乳杆菌、衣氏放线菌、双歧杆菌、龋齿罗氏菌、奴卡菌和棒杆菌。

(3)革兰阴性球菌：奈瑟球菌、韦荣球菌。

(4)革兰阴性杆菌：丝状菌、嗜血菌、梭杆菌、颊纤毛菌、卟啉单胞菌、普雷沃菌、拟杆菌、弯曲菌和伴放线菌嗜血杆菌。

(5)螺旋体：密螺旋体。

(四)修复材料与牙菌斑

研究发现口腔微生物可在修复材料表面形成牙菌斑，在不同修复材料表面牙菌斑的形成和集聚存在差异，主要与修复材料的成分、结构和理化

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

性质有关。有研究者发现烤瓷修复体表面牙菌斑形成较天然牙和塑料牙少，在金属冠与烤瓷冠表面牙菌斑的聚集量也不同。光固化超微填料复合树脂是一种新型复合树脂，与金属基底联合应用，可制成复合树脂-金属联合冠。自复合树脂修复体在临床应用以来，牙菌斑在其表面的附着及牙周组织的反应，一直受到临床及研究者们的重视。Skjorland 有关复合树脂冠、桥表面附着的体外实验证实：与合金、硅粘结剂及天然牙相比，牙菌斑更容易黏附在普通的复合树脂表面。修复材料的打磨抛光也对牙菌斑细菌的附着有影响。Keenan 等指出修复材料的粗糙度与牙菌斑的集聚量呈正相关，用红铁粉打磨的铸件在口腔内集聚的牙菌斑量明显少于用金刚砂打磨的铸件在口腔内集聚的牙菌斑量。牙菌斑在复合树脂冠、桥表面附着的动物实验结果表明：在戴用复合树脂修复体后第 1、2 个月，实验组与对照组之间牙菌斑指数和牙龈指数均无明显差异（$P>0.05$），而在戴用复合树脂修复体第 3 个月后，实验组与对照组之间牙菌斑指数和牙龈指数均有明显差异（$P<0.05$）。复合树脂修复体表面由光洁变粗糙，牙菌斑附着增加。

（五）修复体与牙菌斑

实验研究结果显示在修复体表面牙菌斑的形成和致病性与修复体的粗糙度，修复体的牙冠形态，冠、桥边缘的形态、位置和适合性有关。冠、桥的适合性差，冠、桥与制备体不密合存在间隙时，容易造成食物碎屑的堆积，细菌的滞留及牙菌斑的形成。Sorensen 指出过度粗糙的金瓷修复体易于牙菌斑的形成和集聚，并与牙周病变密切相关。在固定修复中，树脂冠和铸造金属全冠在后牙区的牙菌斑指数较前牙区高，与后牙区不易清洁有关。

三、全冠和固定桥修复与口腔微生物

有关冠、桥修复与口腔微生物关系的研究是固定修复生态学的重要内容，冠、桥修复材料及修复的特殊方式将影响口腔细菌在其表面的黏附和生长。

（一）不同冠、桥修复材料对口腔微生物黏附和定植的影响

复合树脂、Plat 铸造陶瓷、Vita 烤瓷及金属材料、冠用湿热固化塑料和 SDA-Ⅱ 中熔合金是修复临床常用的冠、桥修复材料。修复材料表面的粗糙度、自由能、离子释放和降解产物等对材料表面的粗糙度与细菌黏附关系的研究发现，材料表面的粗糙度与血链球菌的黏附量成正相关，材料的粗糙表面使细菌容易黏附定植。Keenan 等指出即使是同一材料也与材料表面存在的特异性受体和宿主的唾液选择性吸附作用的介导等因素有关。

研究发现血链球菌在复合树脂表面的黏附量随着材料的粗糙度增加而增加。Plat 铸造陶瓷、Vita 烤瓷材料、冠用湿热固化塑料和 SDA-Ⅱ 中熔合金等冠修复材料对龈下优势细菌生长影响的研究结果显示：四种实验材料对牙周有益菌血链球菌的生长均有抑制作用，以 SDA-Ⅱ 中熔合金的抑制作用最强，Plat 铸造陶瓷最弱；四种实验材料对黏性放线菌、黄褐二氧化碳噬纤维菌（*Capnocytophaga ochracea*）和具核梭杆菌的生长无影响。检测血链球菌、黏性放线菌、具核梭杆菌和黄褐二氧化碳噬纤维菌等 4 种龈下优势细菌对 SDA-Ⅱ 型中熔合金、烤瓷材料、冠用湿热固化塑料、Plat 铸造陶瓷等 4 种冠、桥修复材料表面的定植量，结果表明不同细菌对不同材料表面的定植量不同，细菌的定植量与材料表面的结构、成分、抗腐蚀性及抗溶解性有关。结果表明：血链球菌对烤瓷的定植量最大；黏性放线菌对金属材料的定植最差；黄褐二氧化碳噬纤维菌对塑料和金属材料的定植均差。血链球菌、具核梭杆菌和牙龈卟啉单胞菌对两种种植材料纯钛（TA_2）和钛-6 铝-4 钒合金（TC_4）的黏附结果表明，在试件表面出现黏附细菌的集聚，无论是单一菌，还是混合菌对 TC_4 的黏附量均少于 TA_2。TA_2 和 TC_4 对血链球菌、牙龈卟啉单胞菌和具核梭杆菌的单一菌或混合菌生长均无影响。

镍铬合金因具有良好的机械性能和价格便宜等优点被广泛用于冠、桥修复，但临床上常见修复体颈缘周围牙龈增生、红肿，牙龈指数升高、龈沟液流量增多。临床修复中发现一些患者在戴用镍铬合金烤瓷全冠及固定桥后，出现牙龈红肿、头昏不能安睡等不良反应，将修复体摘除后上述症状消失。对此，修复生态学专家指出这是因修复引起的口腔生态失调的典型范例，临床修复医师必

须给予极大的重视。有关其损伤的机制目前尚未阐明。近期范震等指出：修复材料中析出的金属离子能影响修复体周的微生物，破坏微生态平衡是修复后牙周组织损伤的原因之一。镍铬合金腐蚀产物中的 Ni^{2+} 能抑制牙周有益菌口腔链球菌和牙周病原菌牙龈卟啉单胞菌的生长、引起细菌细胞膜成分、结构和通透性发生变化，干扰细菌的代谢活动。在 Ni^{2+} 浓度为 120×10^{-6} 时，牙龈卟啉单胞菌的生长被完全抑制，口腔链球菌的生长也受到一定的抑制，菌细胞的排列和形态发生改变。在 Ni^{2+} 浓度为 60×10^{-6} 时，牙龈卟啉单胞菌的菌细胞就能发生变异，可见菌细胞表面凹陷、边缘变得锐利。X 线能谱测试结果显示，Ni^{2+} 作用后牙龈卟啉单胞菌细胞膜表面的 Na 峰、Ca 峰和 P 峰均降低，而口腔链球菌细胞膜表面的 Na 峰升高、Ca 峰和 P 峰降低，高浓度的 Ni^{2+} 还会导致 P 峰的消失。Ni^{2+} 对口腔链球菌的黏附性和产生 H_2O_2 的能力也有抑制作用，随着 Ni^{2-} 浓度的升高对口腔链球菌的黏附抑制率升高。Ni^{2+} 对牙龈卟啉单胞菌毒性基因影响的研究结果提示：低浓度的 Ni^{2+} 即能导致其胶原酶基因(prtC)突变，而高浓度的 Ni^{2+} 才能引起菌毛基因(fimA)突变，前者表现为碱基缺失，后者则表现为点突变。基因变化会引起阅读框架的移位，从而导致蛋白合成异常继而影响细菌毒力。上述结果证实修复材料对口腔微生物生态平衡的影响，所以选用组成成分无毒、质致密表面光洁度好、结构与牙齿组织相似，理化性能稳定，生物安全性和相容性好的材料作为修复材料，可减少或避免由修复材料引起的对患者牙体、牙周组织造成的损伤。

(二)牙体制备对细菌黏附和定植的影响

由于切削牙釉质使牙本质暴露，为细菌的定植提供了新的定植生境，也可能因为操作的不慎或失误，如损伤牙龈而严重的影响或破坏了局部的生态平衡，引起局部生境的生态失调，使定植微生物种群和数量发生明显的改变，从而继发龋病或牙周病或牙髓根尖周感染。在切削过程中产生的高温和强有力的冷却水的机械清洗不仅对局部生境的组织有影响，而且对其定植的微生物有一定的影响。包括对龈沟中微生物的直接清除和因稀释龈沟液而影响龈沟微生物。虽然这种影响多被认为是暂时的，但在临床操作中大量的冠、桥基牙为活髓牙，所以在牙体制备时必须采取保护牙髓的措施。长期以来许多学者在不断地探讨牙体制备中影响产热和热传导的因素，以期保护牙本质和牙髓。Wright 和宋凤宇等发现全冠牙体制备后制备牙的细菌量和细菌种类明显减少，包括与龋病有关的链球菌和乳杆菌。大量的水气机械冲洗作用被认为是龈沟菌丛破坏的主要原因。

(三)全冠边缘对细菌黏附和定植的影响

除牙体制备过程对龈沟微生物有影响外，全冠牙体制备的形态对局部组织和细菌黏附定植的影响也是学者们研究的一个重要课题。全冠边缘的主要因素包括边缘位置、边缘形态和边缘适合性。全冠边缘对局部区域细菌定植的影响是肯定的。固定修复体边缘聚集细菌的能力明显高于其他部位，其中致龋菌变异链球菌和乳杆菌的检出率升高。学者们讨论更多的是修复体边缘位置、边缘形态和边缘适合性对牙龈组织及细菌定植的影响。三种修复体边缘位置是龈上边缘(修复体边缘止于龈上)、边缘平齐龈嵴顶和边缘止于龈下(包括边缘刚好进入龈沟区、边缘在龈沟中部和边缘在龈沟底部，但不能破坏龈沟上皮)。全冠边缘位于龈下更为美观，但对局部组织的刺激作用也更强，也更用利于牙周病原菌的黏附和定植，从而加重牙龈的炎症或继发牙周病。Orkin 等指出龈下边缘比龈上边缘更容易聚集牙菌斑，而牙菌斑的聚集有利于厌氧菌的黏附和定植，与龈炎发生密切相关。Newcomb 也指出龈下位置与龈炎程度呈正相关，越接近龈沟底部龈炎越严重。Marcum 的动物实验结果显示：平齐龈嵴顶的全冠边缘比其他二种全冠修复体边缘位置发生龈炎的概率小。修复体边缘适合性和粗糙度是影响龈沟菌群的另一个重要因素。固定修复专家指出固定修复体的适合性，特别是边缘适合性要求精度好，修复体边缘与牙制备体密合，最好不伸入龈下，以齐平龈缘为最佳选择，以减少食物残屑的集积、牙菌斑的形成和对破坏龈沟上皮组织的损伤。

(四)全冠表面粗糙度对细菌黏附和定植的影响

修复体表面的粗糙度与细菌的黏附和定植密切相关，粗糙的修复体表面有利于细菌滞留这一观点已被认同。Sorensen 的文献综述提示：粗糙的金瓷修复体易于细菌滞留，并导致冠周软组织

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙菌斑的积聚，与牙周病变的发生和发展密切相关。修复体表面的粗糙度与修复材料的质量、性能和修复体制作的技术精湛度相关。应选用优质的修复材料，采用先进的高精制作技术制作修复体，对获得良好的口腔微生态平衡至关重要。

笔者认为对口腔修复生态学有关问题的思考和探索，不仅是单纯的学科的交融，而且对现代口腔修复学的发展有着重要的意义，并为修复临床的诊治开拓了一个新的思考和研究领域，因此，对口腔修复生态学有关问题系统和深入的研究是重要的和必需的。由于口腔生态系复杂的生态环境和生态关系，在研究方法上还存在一定的困难性，所以目前有关口腔修复生态学还有很多新的研究内容值得思考和探索，在方法学上也还需要不断地改进和完善，包括建立新的实验方法和研究手段。

（肖晓蓉　高　宁）

参考文献

1 张怀勤，赵云凤．光固化冠、桥复合树脂表面结构的改变．华西口腔医学杂志，1994，12(2)：117－119

2 Chin S，J Nihon Univ Sch Dent，1986，28(2)：175

3 高　宁，赵云凤，肖晓蓉．口腔修复体的微生态学研究（综述）．国外医学口腔医学分册，1996，23(1)：27－30

4 高　宁，柴　枫，刘国秋，等．口腔修复材料表面粗糙度与血链球菌早期黏附的关系．华西医大学报，1998，29(2)：147－150

5 高　宁，赵云凤，肖晓蓉．龈下优势细菌在冠、桥修复材料表面定植量的测定．华西口腔医学杂志，1998，16(1)：34－36

6 高　宁，苏葆辉，胡　萍，等．可摘局部义齿易发龋坏部位细菌组成变化的影响．华西医大学报，1998，29(1)：33－37

7 余占海，肖晓蓉，张　夏，肖茂春．可摘局部义齿与牙周组织健康关系初探．甘肃医药，1992，11(2)：102－103

8 高　宁，苏葆辉，胡　萍，等．可摘局部义齿对基牙易发龋坏部位细菌组成变化的影响．华西医大学报，1998，29(1)：33－37

9 肖茂春，赵云凤．旋转戴入式可摘局部义齿戴用5年后对基牙健康的影响．口腔医学，1991，11(1)：21－233

10 张怀勤，赵云凤，杜传诗，郑弟泽．光固化复合树脂金属冠对牙周组织健康影响的实验研究．华西口腔医学杂志，1992，10(4)：271－273

11 肖茂春，郑弟泽，赵云凤，等．边缘伸入龈下的PFM核桩对龈健康的影响．口腔医学，1990，10(4)：172－175．4

12 张怀勤，赵云凤．菌斑在冠、桥复合树脂表面附着的研究．中华口腔医学杂志，1994，29(4)：219

13 高　宁，肖晓蓉，柴　枫，等．两种种植材料对龈下优势细菌生长及生长环境的影响．华西医大学报，2000，33(1)：62－64

14 詹　斌，樊友竹，肖晓蓉．32例种植牙患者的龈沟细菌分析．临床口腔医学杂志；1995，11(3)：151－153

15 高　宁，赵云凤，肖晓蓉，等．冠修复材料对龈下优势细菌生长的影响．现代口腔医学杂志，1998，12(1)：1－4

16 赵　玮，高　宁，赵云凤，等．塑料中空托牙式修复体对口腔微生物的影响．华西口腔医学杂志，2000，10月增

17 柴　枫，鲜苏琴，高　宁，等．两种种植材料对龈下优势细菌黏附的影响．实用口腔医学杂志，2000，16(4)：253－256

18 周　浩．固定修复对口腔内微生物的影响．华西医科大学口腔医学院，七年制硕士研究生论文，1988

19 苏葆辉，肖晓蓉．戴用可摘义齿的微生态学问题（综述）．中国微生态学杂志，2000，12(2)：120－123

20 柴　枫，鲜苏琴，高　宁．口腔微生物与种植体炎（综述）．中国口腔种植学杂志，1998，3(2)：82－84

21 苏葆辉，肖晓蓉．可摘局部义齿基牙易发龋坏部位致龋菌的检出比较．中国微生态学杂志，1999，11(1)：19-21

22 高　宁，肖晓蓉，陆　笑，等．手术前后口腔鳞癌病变区菌群分布的调查．广东牙病治，2001，9(4)：243－245

23 肖晓蓉，朱　朱，罗慧琳，等．436例临床感染的厌氧细菌学分析．华西医科大学学报，1999，30(1)：104－106

24 肖晓蓉，杨美蕎，张　萍，等．49例健康儿童和青少年正常口腔菌群的分布．华西医大学报，1993，24(3)：299－302

25 马守治综述．口腔修复材料对细菌在其表面黏附和生长的影响．国外医学口腔医学分册，2005，32(5)：373－374

［General Information］
书名＝现代固定修复学
作者＝赵云凤主编
页数＝446
SS号＝11858197
DX号＝000006258706
出版日期＝2007.8
出版社＝人民军医出版社

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

封面
书名
版权
主编简介
内容提要
编著者名单
前言
目录
第 1 章　固定修复学的发展
第一节　固定修复学在口腔修复学中的地位和重要性
一、牙体缺损、牙列缺损的主要原因
二、牙体缺损、牙列缺损产生的影响
三、固定修复学在口腔修复学中的地位和重要性
第二节　与固定修复学相关的学科
一、口腔解剖生理学
二、口腔微生态学
三、口腔生物力学
四、口腔材料学
五、口腔修复技术与工艺学
六、美学
七、色度学
第三节　固定修复学的发展
一、牙体缺损固定修复的发展
二、牙列缺损固定修复的发展
第 2 章　固定修复前的检查
第一节　一般检查
一、全身检查
二、颌面部检查
第二节　口腔检查
一、牙齿、牙列、颌骨的检查
二、口腔软组织检查
第三节　特殊检查及病历记录
一、特殊检查
二、病历记录
第 3 章　固定修复前的处理及准备
第一节　龋病、牙周病及外伤的处理
一、龋病的处理
二、牙周病的处理
三、外伤的处理
第二节　余留牙及错位牙的处理
一、余留牙的处理
二、错位牙的处理
第三节　？的准备
一、异常？
二、？与修复
第 4 章　嵌体修复
第一节　充填与嵌体修复
一、银汞合金
二、树脂充填
三、嵌体的适应证
第二节　嵌体的固位
一、摩擦力
二、约束力

三、粘结力
第三节 嵌体的应力分析
一、洞型设计
二、嵌体的应力分析
第四节 嵌体修复的设计原则
一、正确地恢复形态与功能，并满足组织健康的要求
二、制备患牙时尽可能保存、保护牙体组织
三、制备患牙时尽可能保存、保护牙髓组织健康
四、嵌体及修复牙应具备一定固位形与抗力形
第五节 合金嵌体
一、合金嵌体材料
二、患牙制备的基本要求
三、患牙制备方法
四、合金嵌体的制作
五、合金嵌体的试戴与粘结
第六节 树脂嵌体
一、树脂材料
二、牙体制备
三、树脂嵌体的制作
四、树脂嵌体的粘结
第七节 瓷嵌体
一、牙体制备
二、瓷嵌体的制作
三、试戴与粘结
第八节 嵌体修复后可能出现的问题
一、疼痛
二、食物嵌塞
三、龈缘炎
四、嵌体松动、脱落
五、嵌体破裂、折断
六、嵌体的拆除
第 5 章 瓷贴面修复
第一节 瓷贴面的发展
一、直接法贴面
二、间接法贴面
三、瓷贴面与树脂贴面的比较
第二节 瓷贴面的优点及适应证
一、瓷贴面的优点
二、瓷贴面的不足
三、适应证
四、非适应证
第三节 瓷贴面的牙体制备
一、牙体制备的生物学原则及要求
二、牙体制备
三、牙体制备的评价
第四节 印模及暂时修复
一、印模技术
二、暂时修复
三、颜色的选择
第五节 技工室技术
一、医技交流
二、耐火包埋技术
三、铂金箔技术

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

四、瓷粉的运用
五、磨光和塑形
六、上釉
七、贴面在主模型上的修整和就位
八、喷砂
第六节　特征染色和特殊效果
一、变色牙的瓷粉筑塑
二、牙体缺损（Ⅳ型）
第七节　贴面的就位
一、试戴
二、贴面就位
三、对患者的指导
第 6 章　金属冠修复
第一节　冠修复体的固位
一、冠修复体的固位力
二、制备体与冠固位
第二节　冠修复体的应力分析
一、制备体形态对应力分布的影响
二、冠设计对应力分布的影响
第三节　金属全冠
一、金属全冠的适应证
二、铸造全冠
三、锤造全冠
四、金属树脂联合全冠
第四节　部分冠
一、３／４冠
二、７／８冠
三、半冠
四、嵌体冠
五、锤造开面冠
第五节　冠修复的相关问题
一、冠修复体的边缘处理
二、基牙制备后的处理
三、冠修复体的适合性
四、冠修复体的固位不良及处理
第六节　冠修复后可能出现的问题
一、疼痛
二、食物嵌塞
三、龈缘炎
四、冠松动、脱落
五、冠磨损穿孔、破裂
六、冠的拆除与破除
第 7 章　金瓷全冠修复
第一节　　金瓷冠修复的适应证与禁忌证
一、金瓷冠的适应证
二、金瓷冠的禁忌证
第二节　金瓷冠修复材料
一、对金瓷修复材料的要求
二、烤瓷粉
三、烤瓷用合金
第三节　金 - 瓷结合
一、金 - 瓷结合原理
二、金瓷修复材料与金瓷结合强度

三、提高金 - 瓷结合强度的措施
第四节　金瓷冠修复体的增强措施
一、陶瓷材料的力学性能
二、金瓷修复体的增强措施
三、修复体的设计
第五节　金瓷冠的修复设计与临床
一、修复前的牙龈预备
二、金瓷冠设计
三、牙体制备
四、印模
五、选色
六、暂时冠的制作
第六节　金瓷冠的技术室制作
一、非贵金属金瓷冠制作
二、贵金属金瓷冠制作
三、电镀金沉积金瓷冠制作
第七节　金瓷冠修复后可能出现的问题
一、崩瓷
二、镍铬合金烤瓷冠的牙龈变色
三、粘结后修复牙过敏、疼痛
四、食物嵌塞
五、龈缘炎
六、金瓷冠松动、脱落
七、金瓷冠的拆除
第 8 章　全瓷冠修复
第一节　概述
一、全瓷修复的研究进展
二、全瓷修复材料的种类及修复技术
第二节　全瓷冠的适应证与禁忌证
一、适应证
二、禁忌证
第三节　全瓷冠的牙体制备
一、牙体制备的重要性
二、牙体制备的原则
三、牙体制备的方法
第四节　全瓷冠的设计及制作技术
一、铸造全瓷冠的设计及制作技术
二、热压铸全瓷冠的制作技术
三、渗透全瓷冠的设计及制作技术
第五节　全瓷冠的应力分析
一、前牙全瓷冠的应力分析
二、后牙全瓷冠的应力分析
三、影响全瓷冠应力分布的因素
第 9 章　桩冠修复
第一节　桩冠的组成与分类
一、桩冠的组成
二、分类
第二节　桩冠的适应证与禁应证
一、适应证
二、禁忌证
第三节　桩冠的固位
一、桩的形态与固位
二、桩的长度与固位

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三、桩的直径与固位
四、粘结剂与固位
第四节　桩冠的设计与应力分布
一、桩的功能
二、桩的设计与应力分布
三、核的设计与应力分布
四、牙本质套圈的作用
五、桩、核、冠间的相互作用
第五节　桩冠的制作
一、简单桩冠的制作
二、铸造金属基底桩冠的制作
三、铸造金属舌面板桩冠的制作
四、整体铸造桩冠的制作
五、烤瓷桩冠的制作
第六节　核桩冠的制作
一、铸造金属桩核
二、预成桩核
三、银汞或复合树脂桩核
四、铸造多桩桩核
五、全冠的制作
第七节　桩与桩冠的粘结
一、粘结剂的选择
二、桩、桩冠与根管的处理
三、粘结
第八节　桩冠修复后可能出现的问题
一、桩冠松动、脱落
二、根折
三、根尖周感染
四、桩冠破裂、折断
五、塑料冠变色、磨损及脱落
六、桩及桩冠的拆除
第１０章　金属固定义齿修复
第一节　　固定义齿的组成和类型
一、固定义齿的组成
二、固定义齿的类型
第二节　　固定义齿的固位与稳定
一、固定义齿的固位
二、固定义齿的稳定
第三节　　固定义齿修复的力学分析
一、固定义齿修复的生理基础
二、固定义齿基牙的生理运动
三、固定义齿的结构力学
四、固定义齿表面的应力
五、固定义齿基牙牙体组织的应力
六、固定义齿基牙牙周组织的应力
第四节　　固定义齿的适应证
一、缺牙的数目与部位
二、基牙的条件
三、？关系
四、缺牙区牙槽嵴状况
五、余留牙状况与口腔卫生状况
六、年龄及全身健康状况
第五节　　固定义齿的修复设计

一、基牙的选择
二、固位体的设计
三、桥体的设计
四、连接体的设计
第六节　固定义齿的制作
一、金属 - 树塑联合固定桥的制作
二、金属翼板粘结固定桥的制作
第七节　固定义齿修复后可能出现的问题及其处理
一、基牙疼痛
二、龈炎、牙槽嵴黏膜炎
三、固定桥松动
四、固定桥破损
五、金属翼板粘结固定桥松动脱落后的重新粘结
第１１章　全瓷固定义齿修复
第一节　全瓷固定义齿的适应证与禁忌证
一、适应证
二、禁忌证
第二节　全瓷固定义齿的设计
一、基牙的设计
二、固位体的设计
三、桥体的设计
四、连接体的设计
第三节　全瓷固定义齿的制作技术
一、热压铸全瓷固定桥的制作技术
二、渗透全瓷固定桥的制作技术
三、铸造全瓷固定桥的制作技术
第四节　暂时固定桥
一、暂时固定桥的作用
二、暂时固定桥的制作方法
三、制作暂时固定桥应注意事项
第五节　全瓷固定桥的应力分析
一、天然牙的力学性质
二、全瓷固定桥的应力分析
三、全瓷固定桥折裂的原因分析
四、全瓷固定桥折裂的部位及瓷折裂的预防措施
第六节　全瓷固定桥修复后的问题及处理
一、过敏性疼痛
二、咬合时痛
三、全瓷固定桥折裂
四、龈缘炎
第１２章　金瓷固定义齿修复
第一节　适应证的选择
一、适应证
二、禁忌证
三、选择适应证的注意事项
第二节　金瓷固定义齿的设计
一、金瓷固定义齿的结构设计
二、金瓷固定义齿的临床设计
第三节　金瓷固定义齿的力学分析
一、牙齿结构的力学
二、固定义齿的力学性能
第四节　金瓷固定义齿的制作
一、基牙制备

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、取印模制作工作模及暂时固定义齿
三、制作金属底层桥架
四、金属桥架表面处理和塑瓷烧结
五、临床试戴和粘结
六、金瓷固定义齿制作中的注意事项
七、金瓷固定义齿制作中常见问题
第五节　全颌金瓷固定义齿修复
一、适应证和禁忌证
二、口腔检查及处理
三、全颌金瓷固定义齿设计
四、全颌金瓷固定义齿的制作
五、病例分析
第六节　金瓷固定义齿的失败原因分析及对策
一、金瓷固定义齿的使用寿命
二、瓷层的折裂或剥脱
三、龈外展隙过大
四、粘结后基牙过敏
第１３章　ＣＡＤ／ＣＡM固定修复
第一节　牙科ＣＡＤ／ＣＡM系统及其修复技术的发展
一、ＣＡＤ／ＣＡM系统的发展
二、ＣＡＤ／ＣＡM系统加工材料的发展
三、ＣＡＤ／ＣＡM系统修复技术的发展
第二节　ＣＡＤ／ＣＡM瓷嵌体修复
一、瓷嵌体的适应证和禁忌证
二、瓷嵌体的ＣＡＤ／ＣＡM设计及制作
第三节　ＣＡＤ／ＣＡM瓷贴面修复
一、适应证与禁忌证
二、瓷贴面的优点和缺点
三、瓷贴面的ＣＡＤ／ＣＡM设计及制作
第四节　ＣＡＤ／ＣＡM瓷全冠修复
一、瓷全冠的ＣＡＤ／ＣＡM设计和制作
二、瓷底层冠的ＣＡＤ／ＣＡM设计和制作
三、瓷全冠ＣＡＤ／ＣＡM设计制作应注意事项
四、ＣＡＤ／ＣＡM瓷全冠的修复效果
第五节　瓷固定桥的ＣＡＤ／ＣＡM设计和制作
一、Ｄｉｇｉｄｅｎｔ系统
二、Ｃｅｒｃｏｎ“泽康（ＣＡＭ）系统
三、ＬＡＶＡ系统
第１４章　固定修复体的粘结
第一节　固定修复粘结的发展
一、粘结材料的发展
二、粘结技术的发展
第二节　粘结材料及粘结机制
一、粘结材料应具备的条件
二、粘结材料
三、偶联剂
四、粘结机制
第三节　陶瓷、金属与牙齿的粘结强度
一、陶瓷与牙齿的粘结强度
二、金属与牙齿的粘结强度
三、影响固定修复体粘结强度的因素
第四节　粘结技术
一、粘结剂的选择

二、修复体的处理
三、牙体组织处理
四、粘结
第１５章　　种植固定义齿修复
第一节　种植义齿的适应证和禁忌证
一、适应证
二、禁忌证
第二节　种植固定义齿的制作
一、单个牙缺失的种植义齿
二、部分牙缺失的种植义齿制作
三、全颌固定式种植义齿
四、全颌覆盖式种植义齿
第１６章　　固定 - 可摘联合修复
第一节　　附着体固定 - 可摘义齿修复
一、附着体的类型
二、附着体固定 - 可摘义齿的优缺点
三、附着体固定 - 可摘义齿的适应证与禁忌证
四、冠内附着体固定 - 可摘义齿的制作技术
五、冠外附着体固定 - 可摘义齿的制作技术
六、附着体固定 - 可摘义齿的应力分析
第二节　套筒冠固定 - 可摘义齿修复
一、套筒冠固定 - 可摘义齿的组成
二、套筒冠固定 - 可摘义齿的优缺点
三、套筒冠固定 - 可摘义齿的适应证与禁忌证
四、套筒冠固定 - 可摘义齿的固位
五、套筒冠固定 - 可摘义齿的设计
六、套筒冠固定 - 可摘义齿的制作
七、套筒冠义齿戴后可能出现的问题
第１７章　　牙周病的固定修复治疗
第一节　牙周病修复治疗的依据
一、牙周组织对外力的反应
二、发挥牙周组织的储备力
三、松牙固定的力学原理
四、改善患者全身的健康
第二节　修复前口腔检查及处理
一、修复前口腔检查
二、修复前的处理
第三节　　牙周病修复治疗的适应证及修复原则
一、适应证
二、修复原则
第四节　　牙周病的修复治疗
一、调？
二、正畸治疗
三、夹板固定
四、牙周病治疗的效果
第１８章　　固定修复体的颜色
第一节　颜色的理论基础
一、颜色的视觉
二、对颜色的评价
三、口腔临床对颜色的评价
第二节　颜色的测量
一、颜色测量的方法
二、测色仪器

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第三节　天然牙的颜色
一、天然牙的结构
二、天然牙颜色的测量
第四节　　固定修复体的颜色
一、比色条件
二、比色板
三、比色仪
四、医技之间的信息传递
五、修复材料
六、固定修复体的制作
第１９章　　固定修复常用材料
第一节　　固定修复材料应具备的性能
一、力学性能
二、理化性能
三、生物学性能
第二节　　固定修复材料的发展
一、陶瓷材料
二、钛及钛合金
三、粘结材料
第三节　　印模与模型材料
一、印模材料
二、模型材料
第四节　金属材料
一、金合金
二、钛及钛合金
三、镍铬合金
第五节　铸造包埋材料
一、铸造包埋材料应具备的条件
二、镍铬合金包埋材料
三、钛及钛合金包埋材料
四、金合金包埋材料
第２０章　　固定修复体的焊接
第一节　焊料焊接法
一、焊料及焊媒
二、焊接条件
三、焊接时注意事项
四、焊接失败的原因分析
第二节　现代牙科焊接的种类及焊接质量的评价
一、牙科焊接的种类
二、焊接质量的评价
第三节　　固定桥采用激光焊接的精度及其抗应力腐蚀性
一、激光焊接多单位固定桥的精度
二、激光焊接烤瓷合金的抗应力腐蚀性
三、激光焊接对金瓷结合的影响
第四节　钛的激光焊接与口腔修复常用合金的焊接
一、钛的激光焊接
二、口腔修复常用合金的焊接
第２１章　　固定修复美学
第一节　概述
一、口腔医学美学
二、美的基本形态
三、美感
四、形式美

第二节　　口腔修复美学的医学基础
一、生理学
二、解剖学
三、心理学
第三节　牙体缺损固定修复美学
一、嵌体
二、瓷贴面
三、全冠
四、修复体颜色的选择
第四节　　牙列缺损固定修复美学
一、基牙设计
二、固位体美学设计
三、桥体美学设计
四、连接体美学设计
第五节　　固定修复体制作美学
一、形式美
二、艺术美
三、自然美
第六节　　固定修复美学对口腔医师要求
一、口腔医师应具有专业知识和美学知识
二、医务人员的美
第２２章　　固定修复与口腔生态学
第一节　　口腔生态学基础
一、口腔生态系
二、口腔正常微生物群
三、口腔生态系平衡与口腔健康的关系
第二节　　口腔修复生态学
一、口腔临床修复的生态学问题
二、口腔临床修复生态学的研究内容
第三节　　固定修复生态学
一、全冠和固定桥修复与口腔生态环境
二、全冠和固定桥修复与牙菌斑生物膜
三、全冠和固定桥修复与口腔微生物

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注